



PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

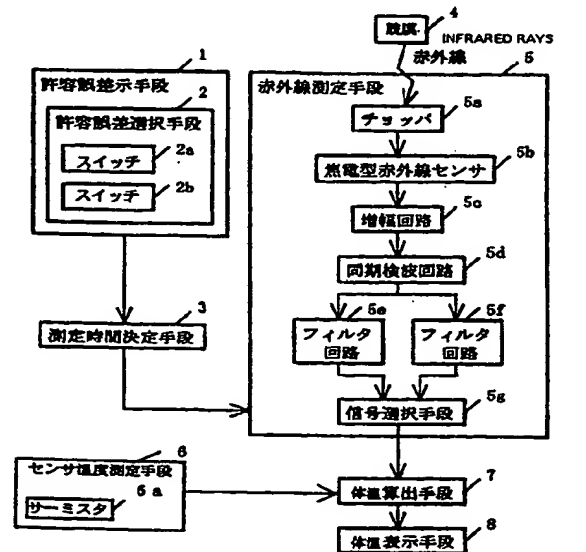
(51) 国際特許分類 A61B 10/00		A1	(11) 国際公開番号 WO99/56629
			(43) 国際公開日 1999年11月11日(11.11.99)
(21) 国際出願番号 PCT/JP99/02327			
(22) 国際出願日 1999年4月30日(30.04.99)			
(30) 優先権データ 特願平10/123176 1998年5月6日(06.05.98) JP 特願平10/123177 1998年5月6日(06.05.98) JP 特願平10/123178 1998年5月6日(06.05.98) JP 特願平10/181843 1998年6月29日(29.06.98) JP			
(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 松下電器産業株式会社 (MATSUMITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.)[JP/JP] 〒571-8501 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka, (JP)			
(72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ) 中谷直史(NAKATANI, Naofumi)[JP/JP] 〒532-0004 大阪府大阪市淀川区西宮原3丁目3-4-208 Osaka, (JP) 野田桂子(NODA, Keiko)[JP/JP] 〒546-0031 大阪府大阪市東住吉区田辺5丁目2-4 Osaka, (JP)			
		乾 弘文(INUI, Hirofumi)[JP/JP] 〒535-0031 大阪府大阪市旭区高殿6-13-17-402 Osaka, (JP) 栗屋加寿子(AWAYA, Kazuko)[JP/JP] 〒573-0086 大阪府枚方市香里園町6-13-401 Osaka, (JP) 金澤靖之(KANAZAWA, Kiyoshi)[JP/JP] 〒576-0051 大阪府交野市倉治5-2-6 Osaka, (JP) 今井博久(IMAI, Hirohisa)[JP/JP] 〒630-8444 奈良県奈良市今市町2丁目575-8 Nara, (JP) (74) 代理人 岩橋文雄, 外(TWAHASHI, Fumio et al.) 〒571-8501 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内 Osaka, (JP)	
		(81) 指定国 CN, KR, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE)	
		添付公開書類 国際調査報告書 補正書	

(54) Title: EAR TYPE THERMOMETER FOR WOMEN

(54) 発明の名称 耳式婦人体温計

(57) Abstract

A thermometer for measuring a body temperature by using infrared rays and on the basis of a measuring method in which a measurement error fluctuates depending upon the length of the measuring time including computation time. The measuring time is calculated on the basis of a required measurement error, so that a temperature can be measured in a suitable time corresponding to a required allowable error. A probe is formed of a porous structure so as to improve the heat insulating effect thereof, and an auxiliary adapter is provided to permit the thermometer to be fitted better in the earhole in spite of an individual difference in size thereof with the function of reporting a relative ovulation date based on a desired delivery date also incorporated in the thermometer.



1...ALLOWABLE ERROR DISPLAY MEANS
2...ALLOWABLE ERROR SELECTING MEANS
3...MEASURING TIME DETERMINING MEANS
4...EARDRUM
5...INFRARED MEASURING MEANS
6...SENSOR TEMPERATURE MEASURING MEANS
7...BODY TEMPERATURE CALCULATING MEANS
8...BODY TEMPERATURE DISPLAY MEANS

2a, 2b...SWITCH
5a...CHOPPER
5b...PYROELECTRIC INFRARED SENSOR
5c...AMPLIFIER CIRCUIT
5d...SYNCHRONOUS DETECTOR CIRCUIT
5e, 5f...FILTER CIRCUIT
5g...SIGNAL SELECTING MEANS
6a...THERMISTOR

(57)要約

本発明は、赤外線を用いて測定する体温計に関するもので、演算時間を含む測定時間の長短により、測定誤差が変動する測定法で体温を測定する。

その測定時間は、要求される測定誤差を基に算出される。結果として、要求される許容誤差に応じた適切な時間で温度を測定することが出来る。

併せて、プローブを多孔構造等とし断熱効果を上げ、耳孔の個人差に対して、よりフィットする補助アダプタを設け、同時に、出産希望日より該当排卵日を報知する機能も盛り込んでいる。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE	アラブ首長国連邦	DM	ドミニカ	KZ	カザフスタン	RU	ロシア
AL	アルバニア	EE	エストニア	LC	セントルシア	SD	スーダン
AM	アルメニア	ES	スペイン	LI	リヒテンシュタイン	SE	スウェーデン
AT	オーストリア	FR	フランス	LK	スリランカ	SG	シンガポール
AU	オーストラリア	GA	ガボン	LR	リベリア	SI	スロベニア
AZ	アゼルバイジャン	GB	英国	LS	レソト	SK	スロバキア
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GD	グレナダ	LT	リトアニア	SL	シエラ・レオネ
BB	バルバドス	GE	グルジア	LV	ルクセンブルグ	SN	セネガル
BE	ベルギー	GH	ガーナ	LA	ラオス	SZ	スワジランド
BF	ブルキナ・ファソ	GM	ガンビア	MA	モロッコ	TD	チャド
BG	ブルガリア	GN	ギニア	MC	モナコ	TG	トーゴ
BJ	ベナン	GW	ギニア・ビサウ	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BR	ブラジル	HR	クロアチア	MG	マダガスカル	TZ	タンザニア
BY	ベラルーシ	HU	ハンガリー	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア	TM	トルクメニスタン
CA	カナダ	ID	インドネシア	ML	マリ	TR	トルコ
CC	中央アフリカ	IE	アイルランド	MN	モンゴル	TT	トリニダード・トバゴ
CG	コンゴ	IL	イスラエル	MR	モーリタニア	UG	ウガンダ
CH	スイス	IN	インド	MW	マラウイ	US	米国
CI	コートジボワール	IS	アイスランド	MX	メキシコ	UZ	ウズベキスタン
CM	カメルーン	IT	イタリア	NE	ニジェール	VN	ヴェトナム
CN	中国	JP	日本	NL	オランダ	YU	ユーゴスラビア
CR	コスタ・リカ	KE	ケニア	NZ	ニュージーランド	ZA	南アフリカ共和国
CU	キューバ	KG	キルギスタン	PL	ポーランド	ZW	ジンバブエ
CY	キプロス	KP	北朝鮮	PT	ポルトガル		
DE	ドイツ	KR	韓国	RO	ルーマニア		
DK	デンマーク						

明 細 書

耳式婦人体温計

5 技術分野

本発明は、鼓膜から放射される赤外線を用いて体温を計測する耳式体温計の測定精度を向上させることにより婦人体温計として使用できるようにした耳式婦人体温計に関するものである。

10 背景技術

鼓膜が放射する赤外線を検出し、鼓膜の温度を非接触で測定するいわゆる耳式体温計としては、特開昭60-6835号公報に記載されているようなものが一般的であった。

この耳式体温計は、図60に示すように構成されており、以下のように動作する。

まず温度測定対象とする鼓膜200から放射された赤外線をチョッパ201により断続
15 して焦電型赤外線センサ202に入射させ、赤外線をチョッパ201の動作周波数と等しい周波数で変化する電気信号に変換する。次いでこの電気信号を増幅回路203で増幅し同期検波回路204で検波した後、ローパスフィルタからなるフィルタ回路205により直流化する。フィルタ回路205の出力信号として得られる値が、鼓膜200の温度と相関を持つ赤外線の測定値となる。一方、サーミスタにより構成されるセンサ温度測定手段
20 206を用いてチョッパ201の温度を測定しておく。チョッパ201の温度は、フィルタ回路205の出力信号から鼓膜200の温度を算出する際の温度補正信号として用いられる。

最後に体温算出手段207がチョッパ201の温度とフィルタ回路205の出力信号として得られた赤外線の測定値を読み取り、読み取った値から鼓膜200の温度を算出する
25 ようにしていた。この温度の算出は、フィルタ回路205の出力信号として得られる値すなわち元に戻って考えれば焦電型赤外線センサ202の出力が、鼓膜200の絶対温度の4乗とチョッパ201の絶対温度の4乗の差に比例することを用いて行われるが、耳式体温計を使用する環境温度や測定温度範囲が狭い場合には、焦電型赤外線センサ202の出力振幅が鼓膜200の絶対温度とチョッパ201の絶対温度の差に比例するとして行っ
30 もほぼ等しい結果が得られる。

そして、こうして算出される鼓膜 200 の 温度に含まれる誤差の大きさはユーザが許容誤差として指定することはできず、耳式体温計自体の仕様として予め決定されていた。

さらに、鼓膜は外耳道の奥に位置するが、外耳道の温度は、鼓膜の温度よりも 0.5℃ないし 1℃程度低いことが知られている。このため、体温を測定する際に、鼓膜から放射された赤外線だけを正確にとらえ、鼓膜以外の外耳道からの赤外線の影響を除去しなければ、安定した体温測定結果を得ることが難しい。

こうした課題を解決すべく、外耳道と鼓膜からなる耳孔内の鼓膜表面の複数個所の温度を測定して、それらのうちの最高値を鼓膜の温度とみなす技術が提案されている（例えば、特開平 6-285028 号公報、特開平 8-275924 号公報を参照）。

図 61 は、従来の耳式体温計が鼓膜温度をとらえる原理を示す説明図である。図 61 中、211 は耳式体温計の光学的視野、212 は外耳道、213 は鼓膜、214 は耳式体温計への赤外線の入射口となるプローブである。

この耳式体温計は、赤外線をとらえる際の光学的視野 211 を絞ることによって、外耳道 212 および鼓膜 213 からなる鼓膜表面の微細個所から放射された赤外線だけをとらえてその個所の温度を測定できるようにするとともに、プローブ 214 の方向を外耳道 212 の中で変えることによって、光学的視野 211 の方向を変えながら鼓膜表面の複数個所の温度を測定し、測定の結果得られた温度のうちの最高値を鼓膜 213 の温度とみなす。

測定温度の最高値を見いだす手順としては、図 62 のフローチャートに示すように、光学的視野 211 がとらえた個所から放射された赤外線を測定する赤外線測定処理と、赤外線の測定値に基づいてその個所の温度を算出し、それまでに算出した温度の最高値を更新する演算処理の 2 つの処理を、繰り返し行っていた。

演算処理の中で、赤外線の測定値から体温を算出する際には、特開平 6-285028 号公報で言及されているように、赤外線の計測値から体温を導く専用のテーブルを用いることも原理的には考えられる。しかし、このテーブルは非常に大きなものとなりがちなので、通常は、特公平 6-63851 号公報に記載されているように、絶対温度で表した鼓膜の体温を T 、絶対温度で表した耳式体温計を使用する環境の温度を T_a 、熱型赤外線センサの出力電圧を V_s で表すとき、

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 + \frac{V_s}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (1)$$

なる演算式を用いる。ここで、 $f(T_a)$ は、赤外線センサの温度特性に相当する補正項

であり、実用上は2次の多項式

$$f(T_a) = A \times T_a^2 + B \times T_a + C \quad \dots \quad (2)$$

ただし、A、B、Cは定数

で表せることが知られている。

- 5 なお、鼓膜の体温と環境温度のどちらがより高いかに応じて、 V_s は正の値をとったり負の値をとったりするが、通常は、鼓膜の体温の方が環境温度よりも高いとき V_s の値が正となり、鼓膜の体温の方が環境温度よりも低いとき V_s の値が負となるように、 V_s の符号を定める。このとき、 $f(T_a)$ は T_a の値に係わらず常に正の値をとることになる。また、常温付近では、環境温度 T_a の変化 1°C 当りの $f(T_a)$ の変化

10
$$\frac{f(T_a + 1) - f(T_a)}{f(T_a)} \quad \dots \quad (3)$$

の大きさは0.2%程度である。

- また、最近では女性の社会進出も著しく、子供を保育所等に預けて働く女性も多くなった。働く女性にとっては、子供をいつ出産するかは重要な問題である。仕事そのものとの兼ね合いや出産した子供の保育園の入園時期はもちろん、妊娠中の活動予定等と深く関わるから
- 15 である。また、家庭にいる女性にとっても、季節と自己の体調との兼ね合いで計画出産の希望がある。

- このような要望を簡単に満足する手段として、必要なデータを入力することによって出産予定日を予め知ることが出来る機能を備えている婦人体温計がある。すなわちこの婦人体温計は、生理開始日や基礎体温を使用者が手動又は自動的に入力することによって、妊娠を判定し、出産予定日を報知できる機能を備えているものである。この婦人体温計を使用した場合には、病院で出産予定日を教えてもらう前に、使用者がその日を把握できるものである。
- 20

- さらに、従来、生理開始日入力手段に入力された生理開始日の間隔を各生理周期に対応する生理周期日数として、その生理周期日数の平均日数を最新生理開始日に加算した日を次回生理開始日と予測して報知する婦人体温計があった。また、低温期から高温期への移行が確認できた時点（高温期と判定される基礎体温が3日連続した時点）で、その日に12日加算した日（高温期初日から数えて14日に該当）を次回生理開始日と予測して報知する婦人体温計があった（特開昭62-183807）。
- 25

また、耳式体温計に許容される誤差の大きさや、どの程度短い時間で温度を測定しなけ

ればならないかは、耳式体温計の使用目的に よって異なる。

こうしたいわゆる放射体温計としては、数秒程度の短時間のうちに $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 程度の公称精度で体温を測定するものが既に市販されている。こうした耳式体温計を、乳幼児が病気になる熱を出したときに体温を測定する場面で使用することを想定すると、測定結果の許容誤差は $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ に押さえられれば十分であり、おとなしくしていることを嫌がる乳幼児の体温をわずかに数秒で測定できることに大きな利点が存在する。一方、耳式体温計を女性の基礎体温を把握するための婦人体温計として用いることを想定した場合には、仮に温度測定に要する時間が1桁程度大きくなったとしても、許容誤差をより小さく、例えば計量法に規定されている $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ 以内に押さえることの方が重要となる。

- 10 このように、耳式体温計を婦人体温計として用いる場合には、許容される誤差の大きさや測定に費やしてよい時間の長さは変化する。

しかしながら、従来の耳式体温計では、どの程度の許容誤差でどれだけの時間内に温度を測定したいのかというユーザの意思とは無関係に、常に同じだけの時間をかけて同じ精度で温度を測定していた。

- 15 また、外耳道および鼓膜からなる鼓膜表面の複数個所の温度を測定し、それらのうちの最高値を鼓膜の温度とみなすことを念頭において、耳式体温計を現実使用する場面を想定すると、鼓膜の温度を間違いなくとらえるためには、プローブの方向を外耳道の中である程度動かし、光学的視野がうまく鼓膜の方向を向く瞬間をつくる必要がある。さらに、個々の体温測定期間中は、プローブの方向があまり大きく動かさず、ほぼ一定の赤外線が入射することが求められる。

- 20 両条件を満たす方法としては、例えば、個々の体温測定期間中はプローブを動かさず、個々の測定が終了するたびにブザー音などの信号を発してプローブの方向を変えるようユーザに促す方法が容易に考えられる。

- 25 しかし、ユーザにとっての扱いやすさを考慮するならば、ユーザに求める操作は、耳式体温計の動作タイミングを気にすることなく、プローブの方向を外耳道の中で連続的にグルグルと回してもらう程度にとどめるのが好ましい。

- 30 こうした操作を想定した場合、赤外線測定処理と演算処理からなる一連の処理は、極力短い時間内に完了することが必要となる。なぜならば、この時間が長くなるにつれて、その間に耳式体温計の光学的視野が移動する距離も大きくなってしまい、一連の処理の初めに光学的視野が鼓膜だけを捉えていた場合でも、終りには鼓膜以外の部分をとらえてしま

う可能性が大きくなるからである。すなわち、こうしたユーザの操作を想定した場合には、この一連の処理に要する時間を極力短くしないと、複数の体温測定値のうちの最高値を選択するという技術そのものの有効性が否定されかねないのである。

しかしながら、従来提案されている耳式体温計は、赤外線測定を行うたびに、演算処理の中で体温そのものを算出していたため、演算処理に要する時間が不必要に長くなって
5 しまうという課題を有している。

すなわち、式(1)の演算には、4乗根の計算という、四則計算と比較して多大な演算時間を要する数値計算が含まれるため、演算処理に要する時間が長くなってしまふのである。

10 また、通常、環境温度 T_a の測定にはサーミスタが用いられるが、このとき、絶対温度で表した環境温度 T_a は、サーミスタ抵抗値 R_{th} から

$$T_a = \frac{1}{\frac{\log\left(\frac{R_{th}}{R_0}\right)}{B} + \frac{1}{T_0}} \quad \dots \quad (4)$$

ただし、 B 、 R_0 、 T_0 はサーミスタの物性で定まる定数

として算出される。この環境温度 T_a を算出する際にも、対数計算という煩雑な数値演算
15 が必要なので、演算処理に要する時間が一層長くなってしまふ。

これらの数値演算を高速化するために、デジタルシグナルプロセッサなど高速な演算処理能力を持つハードウェアを搭載することも可能ではあるが、その場合には、電源に電池を用いると想定される耳式体温計の消費電力を増加させてしまうという、別の課題が発生する。

20 また、従来の構成の耳式体温計は、プローブの大きさが決まっているため、必ずしも正確な測定が出来るとは言えない課題を有している。

つまり、大人と子供、女性と男性では外耳道の大きさは異なるものである。また、個人によって外耳道の曲がり具合も異なるものである。従って、1つの決められたプローブを使用した場合には、個人によってフィット感が変わってくる。このため、毎回のプローブの挿入位置が異なったものとなったりして、測定値の信頼度が低下する。また、例えば
25 乳幼児等の場合には母親がプローブを耳孔に挿入してやって体温の測定を行うが、この場合どの程度内部に挿入すればよいのか判らないものである。

また、鼓膜温度は、正しく測定できれば、測定の際外気に直にさらされる舌下や腋下よ

りもより真の体温を反映するものである。ところが、人体の外耳道は非常に個体差があり、細かったり曲がっていたりして、耳式体温計のプローブが適合していない場合は、プローブを単純に耳孔内に挿入しただけでは、鼓膜が非常に見えにくい。鼓膜が見えにくいと、本来鼓膜温度を測定すべきところが、外耳道の温度を測定してしまい鼓膜温度より低い温度をひろい正しい測定ができなかった。外耳道を測定している場合は、室温が低いと外気に冷やされたり、差し込んだ冷えたプローブに冷やされてしまい、その結果として室温によって測定温度が影響され低く現れたり、測定の再現性が悪かったりした。従来の耳式体温計は、単にプローブを複数用意しているだけで、使用者が自分でどれが最適かフィット感等で選択するだけであった。このため、使用者が選択したプローブで本当に正しく鼓膜温度が測定できているかどうかわからなかった。

また、従来の婦人体温計は、あくまでも妊娠の結果として出産予定日を知ることが出来るものであり、計画的な出産を希望する女性にとっては機能が十分ではないという課題を有している。

また、女性にとっては、将来の生理開始日を事前に正しく知るということは事前の準備や今後の行動の予定をたてる上で重要である。

ところが、女性の生理状態は非常にデリケートであり、生理周期日数のかなり安定している人でもストレス等で容易に生理周期日数が乱れて通常の生理周期日数より短くなったり長くなったりすることが起こる。特に、現代は女性がストレスにさらされる機会が増えており、生理周期日数が乱れる場合が頻繁に起こりやすい。

このような周期日数の乱れに対して、単純に平均をとる従来の婦人体温計では、せっかく周期日数の安定している人でも、いくつかの乱れた周期日数によって平均周期日数が乱されて次回生理開始日の予測精度が落ちてしまっていた。

また、従来、生理開始日入力手段に入力された生理開始日の間隔を各生理周期に対応する生理周期日数として、その生理周期日数の平均日数を最新生理開始日に加算した日を次回生理開始日と予測して報知する婦人体温計や、あるいは、低温期から高温期への移行が確認できた時点（高温期と判定される基礎体温が3日連続した時点）で、その日に12日加算した日（高温期初日から数えて14日に該当）を次回生理開始日と予測して報知する婦人体温計があった（特開昭62-183807）。

しかし、周期日数が乱れた場合は、低温期の日数が変動するだけで、高温期の日数はほぼ一定日数と言われているので、前記低温期から高温期への移行が確認できた時点で、その日に1

- 2日加算した日を次回生理開始日と予測して報知する婦人体温計では、単に平均生理周期日数を最新生理開始日に加算した日を次回生理開始日と予測して報知する婦人体温計程には乱れた周期日数の影響は受けないものの、高温期の日数を14日と固定しているので個人差には対応できない。高温期日数14日というのは標準ではあるが、現実には14日を中心に12～16日程度であり、生理機能の安定しない若年層や更年期あたりの女性ではもう少し長いまたは短い。この様な個人差には対応できないため、やはり予測精度が落ちるものである。

発明の開示

- 本発明はこのような従来の婦人体温計が有している課題を解決するもので、将来の生理開始日の予測精度を向上した耳式婦人体温計を実現することを目的としている。

上記課題を解決するため、本発明の耳式婦人体温計は、算出される鼓膜の温度に許容する誤差の大きさを指示できるようにし、指示された許容誤差に基づいて赤外線測定に費やす時間を変化させ、測定値に含まれる誤差の大きさが測定に費やす時間に応じて変化する方法で赤外線を測定し、この赤外線測定値から鼓膜の温度を算出する構成としている。

- 本発明によれば、指示された許容誤差に基づき赤外線測定に費やす時間を変化させるので、許容誤差に応じた適切な時間で鼓膜の温度を測定することが可能となる。

- また、本発明は上記課題を解決し、大きなテーブルを用いたり演算処理を行うハードウェアの高速化に頼ったりすることなく、高速に体温の最高値を見つけることができるようにしたものであり、個々の赤外線測定処理に続く演算処理では、体温そのものを算出する代わりに、体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、体温と単調関数の関係にある関数値を算出し、その関数値の大きさに基づいて選択した赤外線の測定値を用いて体温の最高値を算出するようにしたものである。本発明によれば、各赤外線測定値から算出される個々の体温の大小関係を、個々の体温そのものを算出する代わりに、体温を算出するよりも少ない演算量で算出した関数値群の大小関係に基づいて調べ、体温の算出結果が最も大きな値になる赤外線測定値を選択してその赤外線測定値に対してのみ体温を算出すればよいので、個々の赤外線測定処理に続く演算処理の演算量そのものを減らし、演算処理に要する時間を短くすることが可能となる。

また、本発明は、耳式婦人体温計本体に備えたプローブに測定者に応じた補助プローブを設けて、正確な測定が出来る耳式婦人体温計としている。

- また、本発明は、耳孔内体温を測定するための赤外線測定手段と、耳孔内に挿入し人体

が放射する赤外線を前記赤外線測定手段に案内する取り替え可能な複数のプローブと、プローブ適合度決定手段と、報知手段とを備え、前記プローブ適合度決定手段は、前記複数のプローブについて所定測定回数の耳孔内体温値の最高値または平均値を他のプローブのものと比較する体温比較手段と、前記複数のプローブについて所定測定回数の耳孔内体温値のばらつきを判定する体温ばらつき判定手段から成り、少なくとも体温比較手段と体温ばらつき判定手段での判定結果からプローブの適合度を決定して報知するようにして、外耳道の個人差に対応して鼓膜温度を正しく測定できるプローブを使用者が容易に選択することができる耳式婦人体温計としている。

また、本発明は、プローブの形状を工夫することによって、外耳道の接触面積を減らして、正確な体温の測定が出来る耳式婦人体温計を提案している。

また、本発明は、室温を測定するための室温測定手段と、耳孔内体温を測定するための赤外線測定手段と、前記室温測定手段で測定した室温に応じて1測定あたりの連続測定回数を決定する連続測定回数決定手段と、報知手段とを備え、前記連続測定回数決定手段は、決定した連続測定回数を報知するようにして、室温に応じて安定した再現性が得られるまで測定してできるだけ低温下での測定値への影響を押さえて、しかもプローブが鼓膜に向いていない場合に対する方向変えにも対応する耳式婦人体温計としている。

また、本発明では、制御手段が、出産希望日入力手段に入力された出産希望日から標準妊娠日数を差し引いた日に最も近い排卵日を報知するようにして、計画出産を助けることが出来る機能を備えた耳式婦人体温計としている。

また、本発明による耳式婦人体温計では、基礎体温を測定するための耳式体温計測部と、各生理周期の初日を入力するための生理開始日入力手段と、前記体温計測部で測定された基礎体温と前記生理開始日入力手段で入力された生理開始日等を記憶するための記憶手段と、カレンダー機能を有して前記記憶手段に記憶されたデータをもとに将来の生理開始日を予測するための生理開始日予測手段とを有し、前記生理開始日予測手段は、記憶手段に記憶している生理開始日の間隔を各生理周期に対応する生理周期日数として、生理周期日数の平均との差が所定日数以上ある生理周期と各生理周期内での高温期平均体温と低温期平均体温の差が所定値未満の生理周期を除外して残りの有効生理周期に対して有効生理周期日数平均を算出し、将来のn周期先の生理開始日を（最新生理開始日 + n × 有効生理周期日数平均）と予測するように構成し、異常な生理周期を除外して将来の生理開始日の予測精度を向上している。

本発明の第1の形態による耳式婦人体温計は、温度測定対象とする鼓膜から放射された赤外線
の測定値に基づき鼓膜の温度を算出する耳式婦人体温計であって、算出される鼓膜の温度の許容誤差の大きさに基づき赤外線の測定に費やす時間を変化させる、言い換えると、測定値に含まれる誤差の大きさが、測定に費やす時間に応じて変化する方法で赤外線を測定する構成としている。

すなわち、許容誤差に応じた適切な時間で鼓膜の温度を測定することが可能となる。

本発明の第2の形態による耳式婦人体温計は、温度測定対象とする鼓膜から放射された赤外線を、測定値の誤差の大きさが、測定に費やす時間に応じて変化する方法で測定する赤外線測定手段と、温度測定結果の許容誤差を指示する許容誤差指示手段と、許容誤差指示手段が指示する許容誤差を用いて赤外線測定手段に対して赤外線の測定時間を決定する測定時間決定手段と、赤外線測定手段による赤外線の測定結果を用いて温度測定対象とする鼓膜の温度を算出する体温算出手段とを備えている。

そして、許容誤差指示手段により指示された許容誤差に基づき、赤外線測定手段の測定時間を測定時間決定手段により決定するので、許容誤差に応じた適切な時間で鼓膜の温度を測定することが可能となる。

温度測定結果には、次の二種類の誤差がある、すなわち、一つは常にある値だけ大きめに算出されるなど一定の傾向で現れ、校正により補正可能な器械誤差と、他の一つは不規則に変動し統計的な処理でしか影響を低減できない確率誤差がある。本発明の第3の形態による耳式婦人体温計は、許容誤差指示手段が、この確率誤差を指示する構成としている。

そして、許容誤差指示手段が確率誤差だけを指示することにより、測定時間決定手段は器械誤差の影響を排除して測定時間を正確に決定することができる。

本発明の第4の形態による耳式婦人体温計では、測定時間決定手段による測定時間は、許容誤差指示手段により指示される許容誤差に対して単調減少の関係になるように決定する構成としている。

測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は、許容誤差が大きい場合には短くなり逆に許容誤差が小さい場合には長くなるので、測定時間が短いことを優先して温度を測定するか、測定精度を優先して温度を測定するかを自在に選択することが可能となる。

本発明の第5の形態による耳式婦人体温計は、赤外線測定手段が赤外線の測定値を平滑化する時定数が異なる複数のフィルタ回路を備え、許容誤差指示手段により指示される許容誤差に応じて使用するフィルタ回路を選択する構成としている。

すなわち、フィルタ回路の時定数に応じた時間に渡って赤外線測定値を平均化することができるので、許容誤差に応じて時定数の異なるフィルタ回路を選択して用いることによって、適切な温度測定を行うことが可能となる。

- 5 本発明の第6の形態による耳式婦人体温計においては、測定時間決定手段が測定時間を、許容誤差の二次式で表される値に反比例するように決定する構成としている。

すなわち、測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は許容誤差の二次式に反比例して変化し、許容誤差が大きい場合には短くなり逆に許容誤差が小さい場合には長くなるので、測定時間が短いことを優先して温度を測定するか測定精度を優先して温度を測定するかを自在に選択することが可能となる。

- 10 本発明の第7の形態による耳式婦人体温計においては、測定時間決定手段が赤外線の測定時間を許容誤差の平方に反比例するように決定する構成としている。

- そして、1回の測定により得られる赤外線測定値に含まれる主たる誤差が、熱雑音などのガウス分布に従う確率誤差である場合には、赤外線を複数回測定しその平均値を最終的な測定値とすることにより、測定値のS/N比を測定回数の平方根に比例して向上させることができる。また、測定時間決定手段の赤外線の測定時間を許容誤差の平方に反比例するように設計することによって、赤外線測定値に含まれる誤差の大きさを、指定された許容誤差に比例させることが可能となる。
- 15

- 本発明の第8の形態による耳式婦人体温計においては、測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は許容誤差から所定の値を引いた値の平方に反比例するように決定される。
- 20

- そして、1回の測定により得られる赤外線測定値に含まれる誤差が熱雑音などのガウス分布に従う確率誤差と一定量の器械誤差からなる場合には、赤外線を複数回測定しその平均値を最終的な測定値とすることにより測定値のS/N比を、測定回数から器械雑音に相当する一定の数値を引いた値の平方根に比例して向上させることができるので、測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間を許容誤差から所定の値を引いた値の平方に反比例するように決定することによって、赤外線測定値に含まれる誤差の大きさを指定された許容誤差に比例させることが可能となる。
- 25

本発明の第9の形態による耳式婦人体温計においては、許容誤差指示手段は許容誤差を数値で入力する許容誤差入力手段を備えている。

- 30 そして、測定時間決定手段は許容誤差入力手段から入力された数値に基づき赤外線の測

定時間を決定するので、入力された許容誤差に応じた適切な時間で鼓膜の温度を測定することが可能となる。

本発明の第10の形態による耳式婦人体温計においては、許容誤差指示手段が予め定められた複数の許容誤差のうちの一つを選択する許容誤差選択手段を備えている。

- 5 そして、測定時間決定手段は許容誤差選択手段により選択された許容誤差に基づき赤外線
の測定時間を決定するので、許容誤差に応じた適切な時間で鼓膜の温度を測定することが可能となる。

本発明の第11の形態による耳式婦人体温計においては、許容誤差選択手段により許容誤差が選択されたとき赤外線測定手段が赤外線の測定を開始する構成としている。

- 10 許容誤差選択手段を操作して許容誤差を選択するだけで自動的に赤外線の測定とそれに
伴う温度の算出が行われるので、測定の開始をわざわざ別途指示することなく速やかに温度測定を行うことが可能となる。

- 15 本発明の第12の形態による耳式婦人体温計は、温度の測定開始を指示する測定指示手段を備え、測定指示手段から指示を受けたときに赤外線測定手段が赤外線の測定を開始する構成としている。

そして、赤外線の測定とそれに伴う温度の算出の開始は測定指示手段からの指示に基づいて行うので、予め許容誤差指示手段を用いて許容誤差を設定した後に測定指示手段を複数回操作することによって、何度も許容誤差を設定し直すことなく複数の鼓膜の温度を同じ許容誤差で連続して測定することが可能となる。

- 20 本発明の第13の形態による耳式婦人体温計は、温度測定対象を人体とし、許容誤差選択手段は当該耳式婦人体温計を婦人体温計として用いるか、婦人体温計よりも許容誤差が大きい汎用体温計として用いるかを選択する体温計機能選択手段を備えている。

- 25 そして、体温計機能選択手段により選択された当該耳式婦人体温計を婦人体温計として用いるか汎用体温計として用いるかに応じて許容誤差選択手段が許容誤差を選択するので、
使用目的に応じた測定誤差と測定時間で体温を測定することが可能となる。

本発明の第14の形態による耳式婦人体温計においては、許容誤差指示手段をユーザが随時操作できるように配置した構成としている。

そして、許容誤差指示手段を操作することにより許容誤差を随時設定できるので、必要に応じた許容誤差とそれに応じた測定時間をユーザが自らの意志で決定可能となる。

- 30 本発明の第15の形態による耳式婦人体温計においては、許容誤差指示手段を出荷前に

メーカーサイドで操作しユーザには操作できないように配置した構成としている。

耳式婦人体温計を製作する企業が出荷前に許容誤差指示手段を操作することにより、温度測定結果に含まれる誤差および測定に要する時間が異なる複数種類の耳式婦人体温計を工場の同一の工程で製作することが可能となる。

5 本発明の第16の形態による耳式婦人体温計では、鼓膜から放射された赤外線測定値を変数として、体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ体温と単調関数の関係にある関数の関数値を算出する。即ち赤外線を複数回測定して得られる各々の測定値に対してそれぞれ関数値を算出する。次いで各関数値の大きさに基づいて選択した赤外線の測定値を用いて体温を算出する。

10 本発明の本形態では、各赤外線測定値から算出される個々の体温の大小関係を、個々の体温そのものを算出する代わりに、体温を算出するよりも少ない演算量で算出した関数値群の大小関係に基づいて調べ、体温の算出結果が最も大きな値になる赤外線測定値を選択して、その赤外線測定値に対してのみ体温を算出するので、個々の赤外線測定処理に続く演算処理時間を、毎回体温を算出する場合より短くすることが可能となる。

15 本発明の第17の形態による耳式婦人体温計は、鼓膜から放射された赤外線を測定する赤外線測定手段と、赤外線の測定値を変数とし体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ体温と単調関数の関係にある関数の関数値を、赤外線測定手段により赤外線を複数回測定して得られる各々の測定値に対応づけて算出する関数値算出手段と、関数値算出手段により算出された関数値群の中の一つの関数値を各関数値の大きさに基づいて選
20 択する関数値選択手段と、関数値選択手段により選択された関数値に対応する赤外線の測定値を用いて体温を算出する体温算出手段とを備えている。

すなわち、赤外線測定手段が鼓膜から放射された赤外線を測定し、関数値算出手段が赤外線の測定値を変数として関数値を算出する。この際の演算量は体温を算出するよりも少ない。そしてこの関数は体温と単調関数の関係にある。関数値算出手段で関数値を算出するにあたっては、赤外線測定手段により赤外線を複数回測定して得られる各々の測定値を関数値に対応づけて算出し、関数値選択手段が、関数値算出手段により算出された関数値の大小関係を調べて、体温の算出結果が最も大きな値になる赤外線測定値を選択し、体温算出手段が選択された赤外線測定値に対してのみ体温を算出する。

25 このようにすることで、毎回体温を算出してその大小関係を比較し、最大値を求めるよりは、
30 個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を、より短くすることが可能とな

る。

本発明の第 18 の形態による耳式婦人体温計においては、本発明の第 17 の形態に加えて、関数値算出手段は体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を選択する。

- 5 そして関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を選択し、体温算出手段が、選択された赤外線測定値に対してのみ体温を算出するので、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を毎回体温を算出する場合より短くすることが可能となる。

- 10 本発明の第 19 の形態による耳式婦人体温計においては、本発明の第 17 の形態に加えて、関数値算出手段は体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最小である関数値を選択する。

この場合も第 18 の形態と同様に、体温算出手段が選択された赤外線測定値に対してのみ体温を算出するので、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を毎回体温を算出する場合より短くすることが可能となる。

- 15 本発明の第 20 の形態による耳式婦人体温計では、本発明の第 17 の形態に加えて、体温算出手段は関数値選択手段により選択された関数値から体温を算出する構成としている。

体温算出手段が関数値選択手段により選択された関数値そのものから直接体温を算出するので、関数値算出手段により関数値を算出した際に用いた赤外線測定値をわざわざ保存しておかなくても、容易に体温を算出することが可能となる。

- 20 本発明の第 21 の形態による耳式婦人体温計では、本発明の第 17 の形態または第 20 の形態のいずれか 1 項の発明に加えて、関数値算出手段は赤外線測定手段の測定値をそのまま関数値とする構成としている。

- 25 関数値算出手段が赤外線測定手段により得られた測定値をそのまま関数値とするので、関数値算出手段が関数値を算出するのに要する時間の分だけ、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を一層短くすることが可能となる。

本発明の第 22 の形態による耳式婦人体温計では、本発明の第 17 の形態に加えて、使用環境の温度を測定するセンサ温度測定手段を備え、使用環境温度の測定回数は赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よりも少なく、体温算出手段はセンサ温度測定手段により測定された温度を用いて体温を補正して算出する構成としている。

- 30 センサ温度測定手段が温度を測定する回数は赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よ

りも少ないので、赤外線測定手段が赤外線を測定するたびにセンサ温度測定手段により環境温度を測定し環境温度で補正した体温を算出する場合と比較して、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を一層短くすることが可能となる。

本発明の第 2 3 の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第 2 2 の形態に加えて、センサ温度測定手段は体温算出手段による体温の算出 1 回につき 1 度だけ使用環境の温度を測定する構成としている。

センサ温度測定手段が温度を 1 度しか測定しないので、センサ温度測定手段が温度を複数回測定する場合よりも短い時間で体温の測定を完了することが可能となる。

本発明の第 2 4 の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第 1 7 の形態または第 1 8 の形態に加えて、関数値算出手段は体温の 4 乗に相当する値を算出する構成としている。

赤外線測定値から体温を算出する際に最後に実行せねばならない 4 乗根の計算を、関数値算出手段が関数値を算出する際には省略することができるので、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を短くすることが可能となる。

本発明の第 2 5 の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第 1 7 または第 1 8 の形態に加えて、関数値算出手段は体温の平方に相当する値を算出する構成としている。

そして、赤外線測定値から体温を算出する際に最後に実行せねばならない 4 乗根の計算を、関数値算出手段が関数値を算出する際には平方根の計算に置き換えることになるので、平方根の算出を 2 回行って 4 乗根を算出する場合には、個々の赤外線の測定値に対して関数値算出手段が行う演算処理時間を、平方根の算出 1 回に要する時間分だけ短くすることが可能となる。

本発明の第 2 6 の形態によする耳式婦人体温計では、鼓膜から放射された赤外線を電気信号に変換し、その電気信号に、第 1 の演算方法と演算時間が第 1 の演算方法よりも長く演算精度が第 1 の演算方法よりも高い第 2 の演算方法を適用して赤外線の測定値を求め、第 1 の演算方法を適用し赤外線を複数回測定して得られる各々の測定値に対して、その測定値を変数とし、体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、体温と単調関数の関係にある関数の関数値を算出し、算出された各関数値の中より大きさに基づいて一つの関数値を選択し、選択された関数値に対応する前期電気信号に第 2 の演算方法を適用し得られる赤外線測定値を用いて体温を算出する。

即ち、各赤外線測定値から算出される個々の体温の大小関係を、個々の体温そのものを算出する代わりに、まず第 1 の演算方法で赤外線測定値を求め体温を算出するよりも少ない

演算量で算出した関数値群の大小関係に基づいて調べ、体温の算出結果が最も大きな値になる赤外線測定値を選択して、そのときに対応する赤外線センサの電気信号から第2の演算方法で赤外線測定値を求め、その赤外線測定値に対してのみ体温を算出する。但し、各関数値を算出する際には短い演算時間で求まる第1の演算方法による赤外線測定値を用い、体温を算出する際には高い精度が得られる第2の演算方法による赤外線測定値を用いる。従って個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を短くしながら高い精度で体温を算出することが可能となる。

本発明の第27の形態による耳式婦人体温計は、鼓膜から放射された赤外線を電気信号に変換する赤外線センサと、赤外線センサが出力する電気信号を取り込んで鼓膜から放射された赤外線の測定値を算出する第1の赤外線測定値算出手段と、赤外線センサの電気信号を取り込んで第1の赤外線測定値算出手段より長い演算時間をかけて、第1の赤外線測定値算出手段より高い演算精度で赤外線の測定値を算出する第2の赤外線測定値算出手段と、赤外線を複数回測定して得られる第1の赤外線測定値算出手段により算出された各々の測定値に対して、その測定値を変数とし、体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、体温と単調関数の関係にある関数の関数値を算出し、併せて前記測定値が算出された際の前記赤外線センサの電気信号に対して前記第2の赤外線測定値算出手段により算出される測定値を、前記算出された関数値に対応づけて算出する関数値算出手段と、前記関数値算出手段により算出された関数値群の中の一つの関数値を、各関数値の大きさに基づいて選択する関数値選択手段と、前記関数値選択手段により選択された関数値に対応する前記第2の赤外線測定値算出手段により算出された測定値を用いて体温を算出する体温算出手段とを備えている。

従って、個々の赤外線の測定値に対して関数値算出手段が行う演算処理に要する時間を短くしながら高い精度で体温を算出することが可能となる。

本発明の第28の形態による耳式婦人体温計では、本発明の第27の形態に加えて、関数値算出手段は体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を選択する構成としている。

そして、関数値算出手段が赤外線の測定値を変数とし、体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、個々の体温そのものから最大値を求めるのではなく、関数値選択手段が関数値算出手段により算出

された関数値群の中から値が最大である関数値を選択し、選択された赤外線測定値に対応する第2の赤外線測定値算出手段の出力値に対してのみ体温を算出するので、個々の赤外線の測定値に対して関数値算出手段が行う演算処理に要する時間が短く、しかも高い精度で体温を算出することが可能となる。

- 5 本発明の第29の形態による耳式婦人体温計では、本発明の第27の形態に加えて、関数値算出手段は体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最小である関数値を選択する構成としている。

- 10 そして、関数値算出手段が赤外線の測定値を変数とし体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値群の中から値が最小である関数値を選択し、体温算出手段が選択された赤外線測定値に対応する第2の赤外線測定値算出手段の出力値に対してのみ体温を算出するので、個々の赤外線の測定値に対して関数値算出手段が行う演算処理に要する時間を短くしながら高い精度で体温を算出することが可能となる。

- 15 本発明の第30の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第27または第29の形態の、いずれか1つの発明に加えて、赤外線センサにより得られる電気信号値を記憶する信号値記憶手段を備え、第2の赤外線測定値算出手段は、関数値選択手段により関数値が選択された後にその選択された関数値に対応する赤外線の測定値を、信号値記憶手段に記憶された電気信号値を用いて算出する構成としている。

- 20 そして、第2の赤外線測定値算出が関数値選択手段により関数値が選択された後にその選択された関数値に対応する測定値として信号値記憶手段に記憶された信号値を用いて算出するので、長い演算時間を要する第2の赤外線測定値算出手段は、関数値選択手段により選択された関数値に対応する測定値ただ一つを求めるだけでよく、第2の赤外線測定値算出が演算に要する総時間を短くすることが可能となる。

- 25 本発明の第31の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第27または第30の形態のいずれか1つの発明に加えて、第1の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに必要とする赤外線センサの出力信号の取り込み回数は、第2の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに必要とする赤外線センサの電気信号の取り込み回数より少ない構成としている。

- 30 第1の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに要する赤外線センサの電

気信号の取り込み回数は、第2の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに要する赤外線センサの電気信号の取り込み回数よりも少ないので、第1の赤外線測定値算出手段による演算時間を第2の赤外線測定値算出手段による演算時間より容易に短くすることが可能となる。

- 5 本発明の第32の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第27または第31の形態のいずれか1つの発明に加えて、関数値算出手段は第1の赤外線測定値算出手段の測定値をそのまま関数値とする構成としている。

すなわち、関数値算出手段が赤外線測定手段により得られた測定値をそのまま関数値とするので、関数値算出手段が関数値を算出するのに要する時間の分だけ、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を一層短くすることが可能となる。

- 10 本発明の第33の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第27または第32の形態のいずれか1つの発明に加えて、耳式婦人体温計の使用環境の温度を測定するセンサ温度測定手段を備え、使用環境温度の測定回数を赤外線測定手段が赤外線を測定する回数より少なくし、体温算出手段はセンサ温度測定手段により測定された温度を用いて体温を補正して算出する構成としている。

そして、センサ温度測定手段が温度を測定する回数は赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よりも少ないので、赤外線測定手段が赤外線を測定するたびにセンサ温度測定手段による環境温度で補正する場合と比較して、個々の赤外線測定処理に続く演算処理に要する時間を一層短くすることが可能となる。

- 20 本発明の第34の形態による耳式婦人体温計は、本発明の第33の形態に加えて、体温算出手段による体温の算出1回につき1度だけセンサ温度測定手段により使用環境の温度を測定する構成としている。

すなわち、センサ温度測定手段が温度を1度しか測定しないので、センサ温度測定手段が温度を複数回測定する場合よりも短い時間で体温の測定を完了することが可能となる。

- 25 本発明の第35の形態は、耳式婦人体温計本体に備えたプローブに測定者に応じた補助プローブを設けて、正確な測定が出来るようにした耳式婦人体温計である。

本発明の第36の形態は、耳式婦人体温計本体に備えたプローブに、補助プローブの位置決めをするための接続手段を設けて、補助プローブの固定位置を一定として、正確な測定が出来る耳式婦人体温計である。

- 30 本発明の第37の形態は、耳式婦人体温計本体に備えたプローブに複数の溝部を備え、

この溝部に補助プローブの位置決めをするための接続手段を設けて、補助プローブの位置を固定して、正確な測定が出来る耳式婦人体温計である。

本発明の第 38 の形態は、プローブは表面に目盛り表示を有するものとして、耳孔への挿入深さが外から管理でき、正確な測定が出来る耳式婦人体温計である。

- 5 本発明の第 39 の形態による耳式婦人体温計では、耳孔内体温を測定するための赤外線測定手段と、耳孔内に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線測定手段に案内する取り替え可能な複数のプローブと、プローブ適合度決定手段と、報知手段とを備える。前記プローブ適合度決定手段は、前記複数のプローブについて所定測定回数の耳孔内体温値の最高値または平均値を他のプローブのものと比較する体温比較手段と、前記複数のプローブ
- 10 について所定測定回数の耳孔内体温値のばらつきを判定する体温ばらつき判定手段から成り、少なくとも体温比較手段と体温ばらつき判定手段での判定結果からプローブの適合度を決定して報知するようにして、外耳道の個人差に対応して鼓膜温度を正しく測定できるプローブを使用者が容易に選択することができる。

- 本発明の第 40 の形態では、前記プローブ適合度決定手段は、前記複数のプローブを前
- 15 記赤外線測定手段に取り付けた時に自動的に識別するプローブ識別手段を備え、プローブ適合度決定手段は、前記プローブ識別手段が自動識別したプローブを対象にプローブの適合度を報知するようにして、使用者が最適プローブをさらに容易に選択できるようにした。

- 本発明の第 41 の形態は、室温を測定するための室温測定手段と、室温記憶手段を備え、前記室温測定手段は前記赤外線測定手段での測定時の温度を室温記憶手段に記憶して初めて室温が所定値未満になった時に、前記プローブ適合度決定手段を用いてプローブ適合度を再決定することを促す報知を行うようにして、室温が低温の場合でも鼓膜温度をより正しく測定できる最適プローブを容易に選択できる耳式婦人体温計である。
- 20

- 本発明の第 42 の形態による耳式婦人体温計では、計時手段を備え、前記計時手段は、前記プローブ適合度決定手段がプローブの適合度を決定して報知してからの時間を計時して所定時間経過した時に、前記プローブ適合度決定手段を用いてプローブ適合度を再決定することを促す報知を行うようにして、外耳道の年齢変化にも対応して鼓膜温度をより正しく測定できる最適プローブを容易に選択できる。
- 25

- 本発明の第 43 の形態による耳式婦人体温計では、個人切り換え手段と、適合度記憶手段を備え、前記プローブ適合度決定手段は、前記個人切り換え手段を切り換えることにより各個人について決定し報知した最新のプローブの適合度を報知するようにして、使用者
- 30

は個人切り換え手段を自分の位置に合わせ ておきさえすれば、自分のプローブ適合度がすぐわかり、1つの体温計を家族で使う場合にも対応して鼓膜温度をより正しく測定できる最適プローブの選択が容易にできる。

5 本発明の第44の形態による耳式婦人体温計では、生理開始日入力手段を備え、前記生理開始日入力手段は、生理開始日入力があった時に、前記プローブ適合度決定手段を用いてプローブ適合度を再決定することを促す報知を行うようにして、婦人の基礎体温計測が各生理周期で安定して正しく測定できる最適プローブを容易に選択できる。

10 本発明の第45の形態は、多数の孔を有するプローブを使用して、プローブを耳に挿入したときに耳の冷却量を少なくして、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来る 請求項46に記載した発明は、溝を有するプローブを使用して、プローブを耳に挿入したときに耳の冷却量を少なくして、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来る耳式婦人体温計である。

15 本発明の第47の形態は、プローブを耳の中に挿入するための外枠のみで構成して、プローブを耳に挿入したときに耳の冷却量を少なくして、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来る耳式婦人体温計である。

本発明の第48の形態は、起毛材で被覆したプローブを使用することによって、プローブを耳に挿入した際に耳を冷却することが無く、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来る耳式婦人体温計である。

20 本発明の第49の形態による耳式婦人体温計では、室温を測定するための室温測定手段と、耳孔内体温を測定するための赤外線測定手段と、前記室温測定手段で測定した室温に応じて1測定あたりの連続測定回数を決定する連続測定回数決定手段と、報知手段とを備え、前記連続測定回数決定手段は、決定した連続測定回数を報知するようにして、できるだけ低温下での測定値への影響を押さえて、しかもプローブが鼓膜に向いていない場合に対する方向替えにも対応できるようにしている。

25 本発明の第50の形態による耳式婦人体温計では、記憶手段と報知手段を備え、連続測定回数決定手段によって決定された連続測定回数中の耳孔内体温値の最高値を前記記憶手段に記憶し、報知手段により連続測定回数と体温の最高値を報告させる。これにより使用者が容易に信頼性の高い測定値を知ることができる。

30 本発明の第51の形態による耳式婦人体温計では、計時手段を備え、連続測定回数決定手段は、耳孔内体温の測定間隔が所定時間以上空いた時、その時点の室温で連続測定回数

を再決定して報知する。このようにすることで、耳孔内体温の測定間隔が所定時間空いた間の室温変化にも対応できる。

本発明に第 5 2 の形態は、測定値ばらつき判定手段を備え、連続測定回数決定手段は、連続測定回数中に測定した耳孔内体温値のばらつきが所定値以上である場合は連続測定回
5 数を延長するようにして、測定値の信頼性を向上した耳式婦人体温計である。

本発明の第 5 3 の形態による耳式婦人体温計では、使用者が測定をストップする毎に連続測定回数の残数を連続測定回数決定手段により報知するようにして、使用者に信頼性の高い測定値を得るための意識付けを図る。

本発明の第 5 4 の形態による耳式婦人体温計では、使用者が、指定されている連続測定
10 回数未満で 1 測定を終了しようとする、連続測定回数決定手段が注意喚起報知を行うようにして、使用者に信頼性の高い測定値を得るための意識付けを図る。

本発明の第 5 5 の形態は、制御手段が、記憶手段が記憶している体温データ及び生理開始日のデータから将来の生理開始日と将来の排卵日とを予測し、出産希望日入力手段に入力された出産希望日から標準妊娠日数を差し引いた日に最も近い排卵日を報知するように
15 して、計画出産を助けることが出来る機能を備えた耳式婦人体温計である。

本発明の第 5 6 の形態による耳式婦人体温計では、制御手段は、出産希望日入力手段によって出産希望日が入力された時点で報知した該当排卵日が、その時点以降のデータによって該当排卵日の予測が異なった場合には、該当排卵日が異なったことを報知するようにして、出産希望日に対応したより正確な該当排卵日を知ることができ、計画出産を助ける
20 ことが出来る。

本発明の第 5 7 の形態による耳式婦人体温計では、制御手段は、生理開始日入力手段で生理開始日が入力された時、入力された生理開始日から次回の生理開始日までの間に、報知した該当排卵日が含まれる場合に、該当排卵日を報知する又はその生理周期内に該当排卵日が含まれることを報知する。使用者は、該当排卵日の生理周期に入ったことをその生理周期の初日に知ることによって特に体調に注意することができる。
25

本発明の第 5 8 の形態による耳式婦人体温計では、制御手段は、最新の生理開始日から次回の生理開始日までの間に報知した該当排卵日が含まれる場合に、該当排卵日を報知する又はその生理周期内に該当排卵日が含まれることを報知する。そして使用者が、該当排卵日の生理周期中は特に体調に注意できるようにする。

30 本発明の第 5 9 の形態による耳式婦人体温計では、制御手段は、体温計測部によって計

測した体温の計測当日が報知した該当排卵日の前後所定日数以内で、かつ既にデータ記憶手段に記憶された該当排卵日の前後所定日数内の体温値と比較して、当日の体温が最も低い時に、真の該当排卵日である可能性が高いことを報知する。これにより、より正確な該当排卵日を知ることができる。

- 5 本発明の第60の形態による耳式婦人体温計では、制御手段は、報知した該当排卵日に妊娠した場合の出産予定日を報知する。この情報により使用者は出産予定日と出産希望日とのずれを確認することで、出産希望日の微調整ができる。

- 本発明の第61の形態による耳式婦人体温計では、制御手段は、報知した該当排卵日に妊娠した場合の流産し易い時期、安定期、早産し易い時期を報知する。この情報により、
10 使用者は出産希望日を色々変えてみて各々の出産希望日に連動して表示される各々の時期を確認しながら、自分の妊娠中の活動予定に一番最適な出産計画を立てることができる。

- 本発明の第62の形態による婦人体温計では、基礎体温を測定するための耳式体温計測部と、各生理周期の初日を入力するための生理開始日入力手段と、前記体温計測部で測定された基礎体温と前記生理開始日入力手段で入力された生理開始日等を記憶するための記憶手段と、カレンダー機能を有して前記記憶手段に記憶されたデータをもとに将来の生理開始日を予測するための生理開始日予測手段とを有し、前記生理開始日予測手段は、記憶手段に記憶している生理開始日の間隔を各生理周期に対応する生理周期日数として、生理周期日数の平均との差が所定日数以上ある生理周期と、各生理周期内での高温期平均体温と低温期平均体温の差が所定値未満の生理周期を除外して残りの有効生理周期に対して有効生理周期日数平均を算出し、将来の n 周期先の生理開始日を（最新生理開始日 $+n \times$ 有効生理周期日数平均）と予測するように構成し、異常な生理周期を除外して将来の生理開始日の予測精度を向上する。
15
20

- 本発明の第63の形態は、前記生理開始日予測手段は、有効生理周期の数が対象とする全生理周期の数の所定割合以上ある時に将来の生理開始日を予測するように構成し、さらに将来の生理開始日の予測精度を向上した婦人体温計である。
25

- 本発明の第64の形態は、請求項64に記載した発明は、前記生理開始日予測手段は、前記耳式体温計測部で測定された基礎体温によって低温期から高温期への移行を判断できた時点で、高温期の初日前日に前記記憶手段に記憶している各生理周期の基礎体温から算出される高温期平均日数を加えた日を次回の生理開始日と修正予測するように構成し、現生理周期における低温期の変動影響を除外してかつ個人差に応じた将来の生理開始日の予
30

測精度を向上した婦人体温計である。

本発明の第 6 5 の形態による婦人体温計では、前記記憶手段に記憶している基礎体温と生理開始日から生理開始日とその前日との体温差の平均を算出する体温差算出手段を備え、前記生理開始日予測手段は、予測した次回生理開始日を越えても前記生理開始日入力手段
5 で生理開始日入力がなかった場合は、前記耳式体温計測部で測定された基礎体温が前日の基礎体温と前記体温差算出手段で算出された体温差以上あった時にその日を次回の生理開始日と修正予測するように構成し、予測した次回生理開始日を越えても前記生理開始日入力手段で生理開始日入力がなかった場合即ち周期日数の長い生理周期でも個人差に応じた将来の生理開始日の予測精度を向上することができる。

10 本発明の第 6 6 の形態による婦人体温計では、報知手段を備え、前記報知手段は、前記生理開始日入力手段に生理開始日入力がある毎に、または前記生理開始日予測手段が修正予測をする毎に、将来の生理開始日を報知するように構成し、使用者が常に予測精度の良い将来の生理開始日を認識できるようにした。

本発明の第 6 7 の形態による婦人体温計は、記憶手段限定手段を備え、前記生理開始日予測手段が将来の生理開始日を予測するために用いるデータは、前記記憶手段限定手段によ
15 って現在の日から最新の 1 年以内の所定期間内のものだけに限定されたデータとするように構成し、最近の生理周期変動に対応して将来の生理開始日の予測精度を向上している。

図面の簡単な説明

- 20 図 1 は、本発明の実施例 1 における耳式婦人体温計の構成図
図 2 は、本発明の実施例 2 における耳式婦人体温計の構成図
図 3 は、本発明の実施例 3 における耳式婦人体温計の構成図
図 4 は、同、耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート
図 5 は、同、耳式婦人体温計の報知手段 2 6 部分の動作を示すフローチャート
25 図 6 は、本発明の実施例 4 における耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート
図 7 は、本発明の実施例 5 における耳式婦人体温計の構成図
図 8 は、同、耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート
図 9 は、本発明の実施例 6 における耳式婦人体温計の構成図
図 1 0 は、同、耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート
30 図 1 1 は、本発明の実施例 7 における耳式婦人体温計の構成図

図 1 2 は、同、耳式婦人体温計の赤外線 測定手段 6 3 の構成図

図 1 3 は、本発明の実施例 8 である耳式婦人体温計の外観を示す斜視図

図 1 4 は、同、電気接続を示すブロック図

図 1 5 は、同、補助プローブの外観を示す側面図

5 図 1 6 は、同、プローブの構成を示す斜視図

図 1 7 は、同、プローブに補助プローブを接続した状態を説明する斜視図

図 1 8 は、本発明の実施例 9 である耳式婦人体温計のプローブの構成を示す斜視図

図 1 9 は、本発明の実施例 1 0 である耳式婦人体温計のプローブの構成を示す斜視図

図 2 0 は、本発明の実施例 1 1 である耳式婦人体温計のプローブを示す斜視図

10 図 2 1 は、本発明の実施例 1 1 である耳式婦人体温計のプローブを示す斜視図

図 2 2 は、本発明の実施例 1 8, 1 9, 2 0 及び 2 1 である耳式婦人体温計の外観を示す斜視図

図 2 3 は、本発明の実施例 1 8, 1 9, 2 0 及び 2 1 である耳式婦人体温計のセンサ温度測定手段の構成を示すブロック図

15 図 2 4 は、本発明の実施例 1 8 である耳式婦人体温計のプローブの形状を示す側面図

図 2 5 は、本発明の実施例 1 9 である耳式婦人体温計のプローブの形状を示す側面図

図 2 6 は、本発明の実施例 1 9 である耳式婦人体温計のプローブの形状を示す側面図

図 2 7 は、本発明の実施例 2 0 である耳式婦人体温計のプローブの形状を示す側面図

図 2 8 は、本発明の実施例 2 1 である耳式婦人体温計のプローブの形状を示す側面図

20 図 2 9 は、本発明の実施例 1 2 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 0 は、同、実施例 1 2 である耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート

図 3 1 は、本発明の実施例 1 3 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 2 は、本発明の実施例 1 4 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 3 は、本発明の実施例 1 5 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

25 図 3 4 は、本発明の実施例 1 6 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 5 は、本発明の実施例 1 7 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 6 は、本発明の実施例 2 2 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 7 は、本発明の実施例 2 3 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 3 8 は、本発明の実施例 2 4 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

30 図 3 9 は、本発明の実施例 2 5, 2 6 及び 2 7 である耳式婦人体温計の構成を示すプロ

ック図

図 4 0 は、本発明の実施例 2 7 である耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート

図 4 1 は、本発明の実施例 2 8 である耳式婦人体温計の構成を示すブロック図

図 4 2 は、同、電気接続の構成を示す斜視図

5 図 4 3 は、同、液晶表示部に表示する表示画面を示す説明図

図 4 4 は、同、液晶表示部に表示する出産希望日を入力画面を示す説明図

図 4 5 は、同、液晶表示部に表示する該当排卵日を報知する説明図

図 4 6 は、本発明の実施例 2 9 によるである耳式婦人体温計の該当排卵日変更画面を示す説明図

10 図 4 7 は、本発明の実施例 3 0 である耳式婦人体温計の該当排卵期を表示する画面を示す説明図

図 4 8 は、本発明の実施例 3 1 である耳式婦人体温計の該当排卵期を表示する画面を示す説明図

図 4 9 は、本発明の実施例 3 2 である耳式婦人体温計の表示する画面を示す説明図

15 図 5 0 は、本発明の実施例 3 3 である耳式婦人体温計の出産予定日を表示する画面の説明図

図 5 1 は、本発明の実施例 3 4 である耳式婦人体温計の安定期等を表示する画面の説明図

図 5 2 は、本発明の実施例 3 5 である婦人体温計の構成を示すブロック図

20 図 5 3 は、同、動作フローを示すフローチャート

図 5 4 は、本発明の実施例 3 6 の動作フローを示すフローチャート

図 5 5 は、本発明の実施例 3 7 の動作フローを示すフローチャート

図 5 6 は、本発明の実施例 3 8 である婦人体温計の構成を示すブロック図

図 5 7 は、同、動作フローを示すフローチャート

25 図 5 8 は、本発明の実施例 3 9 である婦人体温計の構成を示すブロック図

図 5 9 は、本発明の実施例 4 0 である婦人体温計の構成を示すブロック図

図 6 0 は、従来技術における耳式婦人体温計の構成図

図 6 1 は、従来の耳式婦人体温計が鼓膜温度をとらえる原理を示す説明図

図 6 2 は、同、耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート

発明を実施するための好ましい形態

以下、本発明の実施例を図面を参照しながら詳しく説明する。

(実施例1)

5 図1は本発明の実施例1における耳式婦人体温計の構成図である。

図1において、フィルタ回路5eおよび5fは共にローパスフィルタにより構成されているが、フィルタ回路5eに用いるローパスフィルタの時定数はフィルタ回路5fに用いるローパスフィルタの時定数よりも小さいものとする。また、以下の説明の都合上、チョッパ5aが動作を開始してからフィルタ回路5eの出力信号が安定した値となるまでに要する時間を $\tau 1$ で表し、フィルタ回路5fの出力信号が安定した値となるまでに要する時間
10 を $\tau 2$ で表す。このとき、フィルタ回路5eの時定数はフィルタ回路5fの時定数よりも小さいので、 $\tau 1 < \tau 2$ となる。

センサ温度測定手段6は、チョッパ5aと熱的に結合させたサーミスタにより構成する。センサ温度測定手段6により測定されたチョッパ5aの温度は、体温算出手段7が鼓膜4
15 の温度を算出する際の温度補正用信号として用いる。

体温算出手段7により算出される温度の許容誤差は $\varepsilon 1$ と $\varepsilon 2$ の二つの値が選択可能であり、そのいずれを選択するかはスイッチ2aとスイッチ2bを用いて決定する。 $\varepsilon 1$ の値は体温算出手段7がフィルタ回路5eの出力信号を用いて温度を算出する場合にその出力信号に重畳する雑音
20 が元となって生じる確率誤差として、 $\varepsilon 2$ の値は体温算出手段7がフィルタ回路5fの出力信号を用いて温度を算出する場合にその出力信号に重畳する雑音が元となって生じる確率誤差として、それぞれ予め定められている。このとき、フィルタ回路5eの時定数はフィルタ回路5fの時定数よりも小さいので、フィルタ回路5eの出力信号とフィルタ回路5fの出力信号とを比較した場合、フィルタ回路5fの出力信号の方が同期検波回路5dの出力信号をより長い時間に渡って平均化したものなり、そこ含
25 まれる確率誤差は小さなものとなる。すなわち $\varepsilon 1 > \varepsilon 2$ なる関係がある。

以下、本耳式婦人体温計の動作、作用を説明する。本実施例の耳式婦人体温計は、スイッチ2aもしくはスイッチ2bのいずれかが押下されたときに動作を開始する。許容誤差
30 選択手段2は、スイッチ2aもしくはスイッチ2bのいずれかが押下されたとき動作を開始し、スイッチ2aが押下された場合には許容誤差として $\varepsilon 1$ を、スイッチ2bが押下された場合には許容誤差として $\varepsilon 2$ を選択する。許容誤差指示手段1は、許容誤差選択手段

2により選択された許容誤差を測定時間決定手段3へと供給する。

測定時間決定手段3は、許容誤差指示手段1から許容誤差が指示されたとき、その許容誤差に応じて赤外線測定手段5にどれだけの時間を費やして赤外線を測定させるかを決定する。この時間は、許容誤差指示手段1から指示された許容誤差が ε_1 であるとき τ_1 とし、指示された許容誤差が ε_2 であるとき τ_2 として決定する。

赤外線測定手段5は、測定時間決定手段3から赤外線の測定時間が指示されたときチョッパ5aの動作を開始させる。チョッパ5aは、鼓膜4から放射された赤外線を一定の周期で断続して焦電型赤外線センサ5bに入射させる。この結果、焦電型赤外線センサ5bには、チョッパ5aが赤外線を透過させているときには鼓膜4から放射された赤外線が入射し、チョッパ5aが赤外線を遮断しているときにはチョッパ5a自体から放射された赤外線が入射することになる。

焦電型赤外線センサ5bは、この赤外線の変化を示す電気信号を出力する。この出力信号は、鼓膜4の温度がチョッパ5aの温度よりも高い場合には、鼓膜4から放射された赤外線が入射したときに立ち上がり鼓膜4から放射された赤外線が遮断されたときに立ち下がる。その周期はチョッパ5aの動作周期と同じ周期を持つ。逆に、鼓膜4の温度がチョッパ5aの温度よりも低い場合には、焦電型赤外線センサ5bの出力信号は、鼓膜4から放射された赤外線が入射したときに立ち下がり、鼓膜4から放射された赤外線が遮断されたときに立ち上がる。その周期はチョッパ5aの動作周期と同じ周期を持つ。ただし、焦電型赤外線センサ5bの出力信号は、センサ素子を構成する絶縁体に焦電効果で励起される電圧であるためあまり大きなものではなく、そこには無視できない大きさの熱雑音が重畳している。

増幅回路5cは、熱雑音が重畳した焦電型赤外線センサ5bの出力信号を増幅して同期検波回路5dに供給する。同期検波回路5dは、この繰り返し信号を検波してフィルタ回路5eおよびフィルタ回路5fに供給する。

フィルタ回路5eは、同期検波回路5dから供給された信号をローパスフィルタを用いて平滑化し、信号選択手段5gに供給する。一方、フィルタ回路5fは、同期検波回路5dから供給された信号をローパスフィルタを用いて平滑化し、信号選択手段5gに供給する。このとき、フィルタ回路5eの時定数はフィルタ回路5fの時定数よりも小さいので、フィルタ回路5eの出力信号とフィルタ回路5fの出力信号とを比較した場合、フィルタ回路5fの出力信号の方が同期検波回路5dの出力信号をより長い時間に渡って平均化し

たもとのなり、そこ含まれる確率誤差は小さなものとなる。ただし、フィルタ回路 5 f の出力信号が安定した値となるまでに要する時間 $\tau 2$ はフィルタ回路 5 e の出力信号が安定した値となるまでに要する時間 $\tau 1$ よりも長くなる。

5 信号選択手段 5 g は、測定時間決定手段 3 から指示された測定時間が $\tau 1$ であった場合には、チョッパ 5 a が動作を開始してから時間が $\tau 1$ だけ経過したときにフィルタ回路 5 e の出力信号を選択し、赤外線 の測定値として体温算出手段 7 へと供給する。測定時間決定手段 3 から指示された測定時間が $\tau 2$ であった場合には、チョッパ 5 a が動作を開始してから時間が $\tau 2$ だけ経過したときにフィルタ回路 5 f の出力信号を選択し、赤外線 の測定値として体温算出手段 7 へと供給する。

10 センサ温度測定手段 6 は、チョッパ 5 a の温度をサーミスタを用いて測定し、測定の結果得られた温度を体温算出手段 7 へと供給する。体温算出手段 7 は信号選択手段 5 g から供給された赤外線 の測定値を用いて鼓膜 4 の温度を算出し、体温表示手段 8 へと供給する。この際、センサ温度測定手段 6 から供給されたチョッパ 5 a の温度は、補正信号として算出に利用する。体温表示手段 8 は体温算出手段 7 より与えられた温度を表示する。

15 本実施例によれば、体温算出手段 7 により算出される温度に含まれる確率誤差がユーザがスイッチ 2 a またはスイッチ 2 b を押下して選択した許容誤差と等しくなるように測定時間決定手段 3 が赤外線を測定する時間を決定する。選択された許容誤差が大きな値 $\varepsilon 1$ である場合には短い時間 $\tau 1$ を、選択された許容誤差が小さな値 $\varepsilon 2$ である場合には長い時間 $\tau 2$ を費やして鼓膜 4 から放射された赤外線を測定するので、許容誤差選択手段 2 により選択された許容誤差に応じた必要最小限の測定時間で鼓膜 4 の温度を測定することが可能となる。

また、スイッチ 2 a またはスイッチ 2 b のいずれかの押下により許容誤差が選択されただけで自動的に鼓膜 4 の温度を測定するので、別途指示される測定の開始を待つことなく速やかに温度測定を行うことができる。

25 なお、本実施例では赤外線測定手段 5 が有するフィルタ回路と許容誤差選択手段 2 が有するスイッチがそれぞれ 2 個である場合を例として説明したが、両者をそれぞれ 3 個以上に増やしても勿論構わない。

また、温度測定対象を生体の鼓膜温度としている耳式婦人体温計を体温計として用いる場合には、スイッチ 2 a が押下された場合には許容誤差を $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ 、スイッチ 2 b が押下された場合には許容誤差を $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ として、使用することも可能である。すなわち、1

つの体温計を温度測定時間は長く要するが 精度が $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ である婦人体温計として用いるか、温度測定精度は婦人体温計ほど高くないが、より短い時間で体温を測定できる汎用体温計として用いるかを、切り替えて使えるようにしても勿論構わない。

(実施例 2)

- 5 図 2 は本発明の実施例 2 における耳式婦人体温計の構成図である。図 2 において、11 は許容誤差を指示する許容誤差指示手段である。12 は許容誤差を数値で入力する許容誤差入力手段であり、内部に 0 から 9 までの数値と小数点の入力および既に入力した数値のキャンセルを指示するテンキー 12 a と、0 から 9 までの数値と小数点を表示できる許容誤差表示手段 12 b を備えている。13 は赤外線測定に費やす時間を決定する測定時間決定手段である。14 は温度測定の開始を指示する測定指示手段であり、内部にスイッチ 14 a を備えている。15 は温度測定対象とする鼓膜 4 から放射される赤外線を測定する赤外線測定手段であり、内部にフィルタ回路 15 a と、アナログ信号をサンプリングするサンプリング手段 15 b と、サンプリングされた信号値に基づき赤外線の測定値を算出する演算手段 15 c を備えている。この他、実施例 A1 と同一の構成要素に関しては同一の
10 15 符合を付し、詳しい説明は省略している。

フィルタ回路 15 a は、予め定められた周波数より高い周波数の信号は通過させないローパスフィルタにより構成されている。

- また、演算手段 15 c は離散フーリエ変換の概念を用いて、サンプリング手段 15 b がサンプリングした値列に基づき、フィルタ回路 15 a の出力信号に含まれている様々な周波数成分のうちチョッパ 5 a の動作周波数と等しい周波数成分の信号の大きさを算出する。
20

以下、本耳式婦人体温計の動作、作用を説明する。本実施例の耳式婦人体温計は、許容誤差入力手段 12 を用いて許容される確率誤差が入力された後、測定指示手段 14 中のスイッチ 14 a が押下されたとき温度測定の前準備を開始する。

- ユーザが許容する確率誤差は、許容誤差入力手段 12 中のテンキー 12 a を介して数値
25 で入力される。入力された許容誤差の数値は許容誤差表示手段 12 b に表示される。ユーザは、一旦入力した許容誤差の数値を許容誤差表示手段 12 b で確認して、数値が間違っている場合にはテンキー 12 a を操作することによりその値をキャンセルし再度正しい許容誤差の値を入力することができる。以下、説明の都合上、テンキー 12 a から入力された許容誤差の値を $\varepsilon 3$ と記す。

- 30 許容誤差指示手段 11 は、許容誤差入力手段 12 に入力された許容誤差の値 $\varepsilon 3$ を測定

時間決定手段 13 へと供給する。測定時間 決定手段 13 は、許容誤差指示手段 11 から供給された値 $\varepsilon 3$ と正の定数 K とを用いて、

$$\tau 3 = \frac{K}{\varepsilon 3^2} \quad \dots \quad (5)$$

として定まる時間 $\tau 3$ を算出し、赤外線測定手段 15 へと供給する。

- 5 測定指示手段 14 はスイッチ 14 a が押下されるのを待ち、スイッチ 14 a が押下されたとき測定開始命令を赤外線測定手段 15 へと供給する。赤外線測定手段 15 は、測定指示手段 14 から測定開始命令が供給されたとき、温度測定の前準備としてチョッパ 5 a の動作を開始させる。

- 10 チョッパ 5 a は、鼓膜 4 から放射された赤外線を一定の周期で断続して焦電型赤外線センサ 5 b に入射させる。この結果、焦電型赤外線センサ 5 b には、チョッパ 5 a が赤外線を透過させているときには鼓膜 4 から放射された赤外線が入射し、チョッパ 5 a が赤外線を遮断しているときにはチョッパ 5 a 自体から放射された赤外線が入射することになる。以下、説明の都合上、チョッパ 5 a の動作周期を T で表す。

- 15 焦電型赤外線センサ 5 b は、この赤外線の変化を示す電気信号を出力する。この出力信号は、鼓膜 4 の温度がチョッパ 5 a の温度よりも高い場合には、鼓膜 4 から放射された赤外線が入射したときに立ち上がり、鼓膜 4 から放射された赤外線が遮断されたときに立ち下がる周期 T の繰り返し信号となる。逆に、鼓膜 4 の温度がチョッパ 5 a の温度よりも低い場合には、鼓膜 4 から放射された赤外線が入射したときに立ち下がり、鼓膜 4 から放射された赤外線が遮断されたときに立ち上がる周期 T の繰り返し信号となる。ただし、焦電型赤外線センサ 5 b の出力信号は、センサ素子を構成する絶縁体に焦電効果で励起される電圧であるため、あまり大きなものではなく、そこには無視できない大きさの熱雑音が重畳している。

- 20 増幅回路 5 c は、熱雑音が重畳した焦電型赤外線センサ 5 b の出力信号を増幅してフィルタ回路 15 a に供給する。フィルタ回路 15 a は、予め定められた自然数 N に対して、増幅回路 5 c から供給された信号のうちチョッパ 5 a の動作周波数 $1/T$ の $N/2$ 倍に相当する周波数 $N/2T$ 以上の信号成分は通過させず、チョッパ 5 a の動作周波数 $1/T$ 以下の信号成分は減衰させずに通過させる。フィルタ回路 15 の出力は、サンプリング手段 15 b に供給される。 N の値は 10 以上に設定するのが望ましい。フィルタ回路 15 a の入力に供給される信号は周期 T の繰り返し信号に熱雑音が重畳したものであるので、焦電

型赤外線センサ 5 b、増幅回路 5 c、フィルタ回路 1 5 a の初期応答の影響がなくなった後は、フィルタ回路 1 5 a の出力に現れる信号の波形も周期 T の繰り返し信号に帯域制限された熱雑音が重畳したものとなる。

- 5 赤外線測定手段 1 5 は、この初期応答の影響がなくなった段階で測定の前準備が終わったものとみなし、チョッパ 5 a、焦電型赤外線センサ 5 b、増幅回路 5 c、フィルタ回路 1 5 a には前述の動作を行わせたまま、新たにサンプリング手段 1 5 b と演算手段 1 5 c の動作を開始させる。初期応答の影響がいつなくなるかは、チョッパ 5 a、焦電型赤外線センサ 5 b、増幅回路 5 c、フィルタ回路 1 5 a の物理的特性から予め定めておく。測定時間決定手段 1 3 から指示された時間 $\tau 3$ とチョッパ 5 a の動作周期 T から

$$10 \quad M \geq \frac{\tau 3}{T} \quad \dots \quad (6)$$

- となる最小の自然数を M とし、サンプリング手段 1 5 b は、チョッパ 5 a の動作の M 周期の時間に渡って、すなわち $M \times T$ の時間に渡って、チョッパ 5 a の動作周期の $1/N$ に相当する T/N の周期で、換言すれば N/T の周波数で、フィルタ回路 1 5 a から供給された信号をサンプリングする。そしてサンプリングした信号値列を演算手段 1 5 c へと供給する。以下、説明の都合上、サンプリング手段 1 5 b がサンプリングした値を、サンプリングされた順に、 $s(0)$ 、 $s(1)$ 、 $s(2)$ 、 \dots 、 $s(M \times N - 1)$ で表す。

演算手段 1 5 c は、このサンプリング値列を用いて、

$$\begin{aligned} \sum \cos &= \sum_{k=0}^{M \times N - 1} \left\{ s(k) \times \cos\left(2\pi \times \frac{k}{N}\right) \right\} \\ \sum \sin &= \sum_{k=0}^{M \times N - 1} \left\{ s(k) \times \sin\left(2\pi \times \frac{k}{N}\right) \right\} \quad \dots \quad (7) \\ V_{PP} &= \frac{2}{M \times N} \times \sqrt{\left(\sum \cos\right)^2 + \left(\sum \sin\right)^2} \end{aligned}$$

- 20 として鼓膜 4 から放射された赤外線 of 測定値を算出する。この後にセンサ温度測定手段 6、体温算出手段 7、体温表示手段 8 が行う動作は実施例 A 1 と全く同じなので詳しい説明は省略する。

- ここで、初期応答の影響がなくなった後のフィルタ回路 1 5 a の出力信号は、重畳している熱雑音成分を無視した場合周期 T の繰り返し信号となる。さらに、フィルタ回路 1 5 a の出力信号には周波数 $N/2T$ 以上の信号成分は含まれておらず、サンプリング手段 1 5 b のサンプリング周波数 N/T はいわゆるナイキスト条件を満たしているので、フィル

タ回路 15 a の出力信号に含まれる様々な 周波数の信号成分のうちチョッパ 5 a の動作周波数 $1/T$ と等しい周波数の信号成分、すなわち鼓膜 4 から放射された赤外線 の測定値を表す信号成分の peak-to-peak で表した振幅電圧は、離散フーリエ変換を用いて、 $s(0)$ 、 $s(1)$ 、 $s(2)$ 、 \dots 、 $s(N-1)$ から

$$\begin{aligned} \sum \cos 2 &= \sum_{k=0}^{N-1} \left\{ s(k) \times \cos\left(2\pi \times \frac{k}{N}\right) \right\} \\ 5 \quad \sum \sin 2 &= \sum_{k=0}^{N-1} \left\{ s(k) \times \sin\left(2\pi \times \frac{k}{N}\right) \right\} \quad \dots \quad (8) \\ V_{PP} &= \frac{2}{N} \times \sqrt{\left(\sum \cos 2\right)^2 + \left(\sum \sin 2\right)^2} \end{aligned}$$

として算出することができる。

現実にはフィルタ回路 15 a の出力信号には熱雑音が重畳しているので、鼓膜 4 およびチョッパ 5 a の温度が一定している場合でも算出された赤外線 の測定値にはこの熱雑音に伴う揺らぎが生じ、チョッパ動作の 1 周期ごとに式 (8) を適用して算出した値はわずかに変動してしまう。この変動幅はチョッパ 5 a の動作の M 周期の時間に渡る平均値を取ることにより M の平方根に反比例して小さくすることができる。三角関数の周期性により、式 (7) の計算式はこの平均値を求めるのと同じ処理を行うことになるので、演算手段 15 c により算出される赤外線測定値に含まれる誤差の大きさは M の平方根に反比例することになる。

ところで、チョッパ 5 a の動作周期 T を一定とするとき、式 (6) より M は $\tau 3$ に比例する。一方、式 (5) より $\tau 3$ は許容誤差 $\varepsilon 3$ の平方に反比例する。すなわち、演算手段 15 c により算出される赤外線測定値に含まれる誤差の大きさは $\varepsilon 3$ に比例することになる。

従って、本実施例によれば、体温算出手段 7 が鼓膜 4 の温度を算出する際に用いる演算式を勘案して式 (5) の比例定数 K を定めることにより、体温算出手段 7 により算出される温度に含まれる誤差をユーザが許容誤差入力手段 12 を用いて入力した許容誤差 $\varepsilon 3$ に押さえながら、 $\varepsilon 3$ に応じた最小の測定時間で鼓膜 4 の温度を測定することが可能となる。

また、赤外線測定手段 15 は許容誤差指示手段 11 が許容誤差を指示しただけでは動作を開始せず、測定指示手段 14 中のスイッチ 14 a が押下されて初めて赤外線 の測定を開始するので、予め許容誤差を設定した後にスイッチ 14 a を複数回押下することによって、複数の鼓膜の温度を同じ許容誤差で連続して測定することが可能となる。すなわち、何度

も許容誤差を設定し直す必要はない。

なお、実施例 2 では器械誤差を無視できるものとして確率誤差のみに注目して説明したが、器械誤差として一定の値 $\varepsilon_0 > 0$ を見込む必要がある場合には、確率誤差に許容される値を $\varepsilon_3 - \varepsilon_0$ とすればよいので、式 (5) の代わりに

$$5 \quad \pi_3 = \frac{K}{(\varepsilon_3 - \varepsilon_0)^2} \quad \dots \quad (9)$$

として赤外線測定時間を決定すればよい。ただし、その際には、許容誤差として器械誤差 ε_0 より大きな値しか入力できないようにしなければならないのは言うまでもない。

10 なお、以上の実施例では、許容誤差指示手段をユーザが操作して許容誤差を設定する場合を例として説明したが、許容誤差を E P R O M に書き込んだリジャンパ線を用いるなどして耳式婦人体温計の製造時もしくは出荷時に設定するようにし、以後ユーザには操作させない構成とすることも可能である。こうした構成にすれば、温度測定精度および測定時間が異なる複数種類の仕様の耳式婦人体温計を許容誤差情報の設定以外は全く同一工程、同一作業で製造することが可能となる。

(実施例 3)

15 図 3 は本発明の実施例 3 の耳式婦人体温計の構成図である。

図 3 において、20 はユーザが体温の測定を指示するのに用いる測定指示手段であり、内部にスイッチ 20 a を有している。また、21 は制御手段である。22 は当該耳式婦人体温計が使用される環境の温度を測定するセンサ温度測定手段であり、内部にサーミスタ 22 a を有している。23 は鼓膜から放射された赤外線を測定する赤外線測定手段であり、20 内部に赤外線センサ 23 a を有している。この赤外線センサ 23 a は、熱型赤外線センサの一種であるサーモパイルにより実現されている。赤外線センサ 23 a のケースは、サーミスタ 22 a と熱的に結合されている。24 は体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出する関数値算出手段である。25 は関数値算出手段 24 により算出された関数値の最大値を選択する関数値選択手段であり、内部に選択された値を記憶する選択値記憶手段 25 25 a を有している。この選択値記憶手段 25 a には、関数値選択手段 25 により選択された値が記憶される。26 は選択値記憶手段 25 a に記憶されている値が更新された際にそのことをユーザに報知する報知手段であり、内部にブザー 26 a を有している。27 は体温を算出する体温算出手段、28 は算出された体温を表示する体温表示手段である。

本実施例の耳式婦人体温計は、ユーザにより測定指示手段 20 のスイッチ 20 a が押下

されたとき動作を開始し、スイッチ 20 a が押下されている間、センサ温度測定手段 22 による環境温度の測定および赤外線測定手段 23 による赤外線の測定と、関数値算出手段 24 によるこれら 2 つの測定値を用いた関数値の算出と、関数値選択手段 25 がこの関数値の最大値を選択する処理とを繰り返し行う。そして、スイッチ 20 a が押下されない状態になったとき、体温算出手段 27 が関数値選択手段 25 により選択された値に基づいて体温を算出し、算出された体温を体温表示手段 28 が表示するものである。

図 4 は同耳式婦人体温計の動作を示すフローチャート、図 5 は報知手段 26 の動作を示すフローチャートである。図 4 においては、各動作を行なう構成要素の符号を、括弧内数字で記している。

以下、図 4 に従って、本耳式婦人体温計の動作、作用を説明する。

制御手段 21 は、測定指示手段 20 中のスイッチ 20 a が押下されるのを待つ。

スイッチ 20 a が押下されると制御手段 21 より制御信号が発せられ、関数値選択手段 25 は、選択値記憶手段 25 a に記憶されている値 G_{sel} を 0 に初期化する。

次いで、センサ温度測定手段 22 は、サーミスタ 22 a を用いて赤外線センサ 23 a のケースの温度を環境温度として測定し、その温度を絶対温度で表した値 T_a を関数値算出手段 24 に供給する。

その後、赤外線測定手段 23 は、赤外線センサ 23 a に入射してくる赤外線の大きさを、赤外線センサ 23 a で測定し出力電圧 V_s を、関数値算出手段 24 に供給する。

関数値算出手段 24 は、センサ温度測定手段 22 から供給された環境温度 T_a と赤外線測定手段 23 から供給された赤外線の測定値 V_s とを用いて、

$$G = T_a^4 + \frac{V_s}{f(T_a)} \quad \dots \quad (10)$$

なる計算式により定まる、絶対温度で表した体温の 4 乗に相当する関数値 G を算出する。

ただし、 $f(T_a)$ は、従来の技術中で記した式 (2) で定まる多項式であり、多項式中の係数に相当する定数 A 、 B 、 C は、赤外線センサ 23 a の特性に合わせて予め定められている。こうして算出される関数値 G は、体温と単調増加の関係にある。

関数値選択手段 25 は、関数値算出手段 24 により関数値 G が算出された後、選択値記憶手段 25 a に記憶されている値 G_{sel} と関数値 G とを比較する。比較の結果、値 G_{sel} の方が関数値 G より小さい場合には、 G_{sel} の値を関数値 G と等しい値に更新するとともに、報知手段 26 に報知命令を供給する。比較の結果、値 G_{sel} の方が関

数値Gより大きいか、もしくは、両者が等しい場合には、値Gselの更新と報知命令の供給は行わない。この結果、Gselには関数値算出手段24により算出された関数値Gの最大値が記憶されることになる。

5 この後、制御手段21によりスイッチ20aの状態が調べられ、スイッチ20aが押下されている場合には、前記センサ温度測定手段22による環境温度の測定から制御手段21によるスイッチ20aの状態判定に至る一連の処理が、再び繰り返される。一方、スイッチ20aが押下されていない場合には、この繰り返しは行わず、後に述べる体温算出手段27の動作を開始する。

10 報知手段26は他の処理部と同時並行に動作し、図3に示すように、報知命令が供給されたとき、直ちにブザー26aを鳴動させ、50ミリ秒待った後ブザー26aの鳴動を停止させる。その後は再び報知命令が供給されるのを待つ。報知命令が供給されないときには、ブザー26aを一切鳴動させない。

図4に戻って、体温算出手段27は、選択値記憶手段25aに記憶されている値Gselを読み出し、

15
$$T = \sqrt[4]{G_{sel}} \quad \dots \quad (11)$$

なる演算式により、絶対温度で表した体温Tを算出する。体温表示手段28は、絶対温度Tを摂氏温度に換算して表示する。

本実施例によれば、環境温度と鼓膜から放射された赤外線を測定するたびに、体温と単調増加の関係にある、体温の4乗に相当する関数値Gを関数値算出手段24により算出し、
20 関数値選択手段25によりその関数値の最大値をGselとして選択した後、体温を表示する直前に、選択された値Gselに対する4乗根を体温算出手段27により1度だけ計算するので、従来の耳式婦人体温計のように毎回体温そのものを算出する場合と比較して、関数値算出手段24が関数値を算出するのに要する時間は、毎回4乗根を算出するための数値計算に要する時間分だけ短くすることができる。

25 また、選択した値Gselが更新されるたびにブザー26aを鳴動させるので、スイッチ20aを押下したままプローブの方向を変化させている間、ユーザは体温の測定結果がより高い値に変化しつつあるか否かをこの鳴動音により知ることができ、ブザー26aが鳴動しなくなった段階でスイッチ20aの押下をやめることにより、体温の測定結果が十分安定していることを実感でき、耳式婦人体温計を安心して利用することができる。

30 なお、本実施例では、体温測定の終了をスイッチ20aの状態のみで判断したが、スイ

タッチ 20 a が押下されてから経過した時間 を測定する計時手段を設け、計時手段による計時結果が、例えば 3 秒など予め定めた値に達するまではユーザがスイッチ 20 a の押下をやめても体温の測定を継続するようにしてもかまわない。このような構成にすれば、ユーザが耳式婦人体温計の操作に慣れ、ブザー 26 a の鳴動に頼らなくてもプローブをほぼ正しく鼓膜の方向に向けられるようになれば、わざわざスイッチ 20 a を押下し続けなくても、スイッチ 20 a を一瞬押下してプローブの方向を微動させるだけで、正確に鼓膜の温度を体温として表示させることができるようになる。また、この場合には、選択値記憶手段 25 a が選択した値 G_{sel} を更新した際にブザー 26 a を鳴動させるのをやめてもよいし、計時手段による計時結果が予め定めた値に達した段階でブザー 26 a を鳴動させるようにしてもよい。

あるいは、関数値算出手段 24 が算出する関数値を式 (10) の右辺の平方根をとった値とし、体温算出手段 27 は関数値選択手段 25 から供給される値 G_{sel} の平方根を算出して体温としてもよい。このようにしても、4 乗根の算出を平方根の算出を 2 回行って実現する場合には、関数値算出手段 24 が関数値を算出するのに要する時間は、従来の耳式婦人体温計のように毎回体温そのものを算出する場合と比較して、平方根の数値計算に要する時間 1 回分だけ短くすることができる。

(実施例 4)

耳式婦人体温計の動作を、図 6 のフローチャートのようにしてもよい。本実施例において、実施例 3 と異なる点は、センサ温度測定手段 22 による環境温度 T_a の測定を 1 度しか行わないことである。

以下、図 6 に従って、動作、作用を説明する。制御手段 21 は、測定指示手段 20 中のスイッチ 20 a が押下されるのを待つ。スイッチ 20 a が押下されると制御手段 21 より制御信号が発せられ、関数値選択手段 25 は、選択値記憶手段 25 a に記憶されている値 G_{sel} を 0 に初期化する。

次いで、センサ温度測定手段 22 は、サーミスタ 22 a を用いて赤外線センサ 23 a のケースの温度を環境温度として測定し、その温度を絶対温度で表した値 T_a を関数値算出手段 24 に供給する。

その後、赤外線測定手段 23 は、赤外線センサ 23 a に入射してくる赤外線の大きさを、赤外線センサ 23 a で測定し出力電圧 V_s を、関数値算出手段 24 に供給する。

関数値算出手段 24 は、センサ温度測定手段 22 から供給された環境温度 T_a と赤外線

測定手段 2 3 から供給された赤外線測定値 V_s とを用いて、

$$G = T_a^4 + \frac{V_s}{f(T_a)} \quad \dots \quad (12)$$

なる計算式により定まる、絶対温度で表した体温の 4 乗に相当する関数値 G を算出する。

ただし、 $f(T_a)$ は、従来の技術の中で記した式 (2) で定まる多項式であり、多項式

- 5 中の係数に相当する定数 A 、 B 、 C は、赤外線センサ 2 3 a の特性に合わせて予め定められている。こうして算出される関数値 G は、体温と単調増加の関係にある。

関数値選択手段 2 5 は、関数値算出手段 2 4 により関数値 G が算出された後、選択値記憶手段 2 5 a に記憶されている値 G_{sel} と関数値 G とを比較する。比較の結果、値 G_{sel} の方が関数値 G より小さい場合には、 G_{sel} の値を関数値 G と等しい値に更新する

- 10 とするとともに、報知手段 2 6 に報知命令を供給する。比較の結果、値 G_{sel} の方が関数値 G より大きい、もしくは、両者が等しい場合には、値 G_{sel} の更新と報知命令の供給は行わない。この結果、 G_{sel} には関数値算出手段 2 4 により算出された関数値 G の最大値が記憶されることになる。

この後、制御手段 2 1 によりスイッチ 2 0 a の状態が調べられ、スイッチ 2 0 a が押下

15 されている場合には、前記赤外線測定手段 2 3 による赤外線の測定から制御手段 2 1 によるスイッチ 2 0 a の状態判定に至る一連の処理が、再び繰り返される。この繰り返しの間、センサ温度測定手段 2 2 は環境温度を測定しなおすことなく、最初に測定した環境温度 T_a をそのまま出力し続ける。一方、スイッチ 2 0 a が押下されていない場合には、この繰り返しは行わず、体温算出手段 2 7 の動作を開始する。

- 20 報知手段 2 6、体温算出手段 2 7、体温表示手段 2 8 の動作は、実施例 3 の場合と全く同じなので詳しい説明は省略する。

次に、センサ温度測定手段 2 2 が出力する環境温度 T_a の値が、実施例 3 と本実施例とでどのように異なるかについて説明する。先に述べた実施例 3 の耳式婦人体温計を試作して実測したところ、センサ温度測定手段 2 2 により出力される値 T_a は、プローブを耳孔

25 に挿入して体温を測定し続けた場合ごくわずかずつつ上昇し、その温度上昇幅は、体温を 10 秒間測定し続けた場合で最大 0.03℃程度であった。本実施例のセンサ温度測定手段 2 2 の出力 T_a には、この温度上昇分が反映されないため、体温を 10 秒測定し続けた場合で最大 0.02℃～0.03℃程度の誤差が含まれることになる。

この誤差が式 (1) に与える影響は、

$$T_e^4 \dots (13)$$

の項が支配的であり、 $f(T_a)$ に係わる項はほとんど無視できるので、最終的に算出される鼓膜の体温にも、 $0.02^\circ\text{C} \sim 0.03^\circ\text{C}$ の誤差が含まれることになる。しかし、この誤差は、体温計の精度として大きな問題になるほどのものではない。

- 5 本実施例によれば、関数値算出手段24により体温の4乗に相当する関数値Gを算出する際に、赤外線測定手段23により赤外線の測定値 V_s だけを毎回測定し直し、環境温度 T_a は最初に測定した値を繰り返し用いるので、実施例16の耳式婦人体温計と比較して、センサ温度測定手段22がサーミスタ22aの抵抗値を測定する時間と、式(3)を用いてサーミスタ22aの抵抗値から環境温度を算出する演算時間の分だけ、個々の関数値を
- 10 算出するのに要する時間を一層短縮することが可能となる。

(実施例5)

- 図7は、本発明の実施例5の耳式婦人体温計の構成図である。図7において、41は制御手段、44は関数値算出手段、47は体温算出手段である。この他、実施例3と同一構造のものについては、同一の符号を付している。また、図8は、本実施例の耳式婦人体温計の動作を示すフローチャートである。図8においては、各動作を行なう構成要素の符号を、括弧内数字で示している。
- 15

- 以下、図8に基づいて、動作、作用を説明する。制御手段41は、測定指示手段20中のスイッチ20aが押下されるのを待つ。スイッチ20aが押下されると制御手段41より制御信号が発せられ、関数値選択手段25は、選択値記憶手段25aに記憶されている
- 20 値 G_{sel} を0に初期化する。

- 次いで、赤外線測定手段23は、赤外線センサ23aに入射してくる赤外線の大きさを、赤外線センサ23aで測定し出力電圧 V_s を、関数値算出手段44に供給する。なお、出力電圧 V_s の値は、赤外線センサ23aに入射する赤外線を放射した鼓膜部位の温度の方が赤外線センサ23aのケースの温度よりも高い場合に正の値をとり、鼓膜部位の温度の方が赤外線センサ23aのケースの温度よりも低い場合に負の値をとるように、予め調整されている。
- 25

関数値算出手段44は、赤外線測定手段23から供給された赤外線の測定値 V_s を、そのまま関数値Gとして関数値選択手段25に供給する。

- 関数値選択手段25は、選択値記憶手段25aに記憶されている値 G_{sel} と関数値算出手段44から供給された関数値Gとを比較する。比較の結果、値 G_{sel} の方が関数値
- 30

Gより小さい場合には、G s e l の値を関数値Gと等しい値に更新するとするとともに、報知手段26に報知命令を供給する。比較の結果、値G s e lの方が関数値Gより大きいか、もしくは、両者が等しい場合には、値G s e lの更新と報知命令の供給は行わない。この結果、G s e lには関数値算出手段44により算出された関数値Gの最大値が記憶されることになる。

この後、制御手段41によりスイッチ20aの状態が調べられ、スイッチ20aが押下されている場合には、赤外線測定手段23による赤外線の測定から制御手段41によるスイッチ20aの状態判定に至る一連の処理が、再び繰り返される。一方、スイッチ20aが押下されていない場合には、この繰り返しは行わず、センサ温度測定手段22の動作を開始する。

センサ温度測定手段22は、サーミスタ22aを用いて赤外線センサ23aのケースの温度を環境温度として測定し、その温度を絶対温度で表した値T aを体温算出手段47に供給する。

この後、体温算出手段47は、選択値記憶手段25aに記憶されている値G s e lとセンサ温度測定手段22から供給された環境温度T aとを用いて

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 + \frac{G_{sel}}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (14)$$

なる計算式により、絶対温度で表した体温Tを算出する。ただし、f(T a)は、従来の技術の中で記した式(2)で定まる多項式であり、多項式中の係数に相当する定数A、B、Cは、赤外線センサ23aの特性に合わせて予め定められており、T aの値に係わらず常に正の値をとる。

ここで、式(14)のG s e lを関数値選択手段25がG s e lを選択するのに用いた個々の関数値Gに置き換えた

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 + \frac{G}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (15)$$

なる計算式で算出される体温Tは、関数値Gに対して単調増加の関係にある。従って、関数値Gの最大値である値G s e lに対して式(14)で算出された体温Tは、測定毎の個々の関数値Gに対して式(15)を適用して個別に算出される体温の最高値と等しいことになる。

体温表示手段28は、絶対温度Tを摂氏温度に換算して表示する。本実施例によれば、

関数値算出手段 4 4 は赤外線測定手段 2 3 により得られた赤外線の測定値 V_s をそのまま関数値とするので、個々の関数値を算出するのに要する時間を実施例 4 の場合よりも一層短縮することが可能となる。

(実施例 6)

- 5 図 9 は、本発明の実施例 6 の耳式婦人体温計の構成図である。本実施例の耳式婦人体温計は、実施例 5 と比較して、本実施例では、赤外線センサ 2 3 a よりの出力電圧の極性が正負逆方向となる赤外線測定手段 5 3 を備えている点と、関数値選択手段 2 5 の代わりに、関数値算出手段 4 4 により算出された関数値の最小値を選択する関数値選択手段 5 5 を備えている点と、体温算出手段 4 7 の代わりに、体温算出手段 4 7 とは異なる演算式により
10 体温を算出する体温算出手段 5 7 を備えている点が異なっている。この他、実施例 1 8 と同一の構成要素に対しては、同一の符号を付している。

また、図 1 0 は、本実施例の耳式婦人体温計の動作を示すフローチャートである。図 1 0 においては、各動作を行なう構成要素の符号を、括弧内数字で記している。

以下、図 1 0 に基づいて、動作、作用を説明する。

- 15 制御手段 4 1 は、測定指示手段 2 0 のスイッチ 2 0 a が押下されるのを待つ。
スイッチ 2 0 a が押下されると制御手段 4 1 より制御信号が発せられ、関数値選択手段 5 5 は、選択値記憶手段 2 5 a に記憶されている値 G_{sel} を 0 に初期化する。
次いで、赤外線測定手段 5 3 は、赤外線センサ 2 3 a に入射してくる赤外線を、赤外線センサ 2 3 a で測定し出力電圧を V_s として、関数値算出手段 4 4 に供給する。なお、出
20 力電圧 V_s の値は、鼓膜部位の温度の方が赤外線センサ 2 3 a のケースの温度よりも高い場合に負の値をとり、鼓膜部位の温度の方が赤外線センサ 2 3 a のケースの温度よりも低い場合に正の値をとるように、予め調整されている。すなわち、実施例 1 8 における赤外線測定手段 2 3 の出力値を -1 倍した値が、本実施例における赤外線測定手段 5 3 の出力 V_s となる。
25 関数値算出手段 4 4 は、赤外線測定手段 5 3 から供給された赤外線の測定値 V_s を、そのまま関数値 G として関数値選択手段 5 5 に供給する。
関数値選択手段 5 5 は、選択値記憶手段 2 5 a に記憶されている値 G_{sel} と関数値算出手段 4 4 から供給された関数値 G とを比較する。比較の結果、値 G_{sel} の方が関数値 G より大きい場合には、 G_{sel} の値を関数値 G と等しい値に更新するとするとともに、
30 報知手段 2 6 に報知命令を出す。比較の結果、値 G_{sel} の方が関数値 G より小さいか、

もしくは、両者が等しい場合には、値 G_{sel} の更新と報知命令の供給は行わない。
 この結果、 G_{sel} には関数値算出手段 44 により算出された関数値 G の最小値が記憶されることになる。関数値選択手段 55 が選択値記憶手段 25a に記憶させる G_{sel} の値は、先に述べた実施例 18 において関数値選択手段 25 が選択値記憶手段 25a に記憶させる値を -1 倍したものに相当する。

この後、制御手段 41 によりスイッチ 20a の状態が調べられ、スイッチ 20a が押下されている場合には、前述の赤外線測定手段 53 による赤外線の測定から制御手段 41 によるスイッチ 20a の状態判定に至る一連の処理が、再び繰り返される。一方、スイッチ 20a が押下されていない場合には、この繰り返しは行わず、センサ温度測定手段 22 の動作を開始する。

センサ温度測定手段 22 は、サーミスタ 22a を用いて赤外線センサ 23a のケースの温度を環境温度として測定し、その温度を絶対温度で表した値 T_a を体温算出手段 57 に供給する。

この後、体温算出手段 57 は、選択値記憶手段 25a に記憶されている値 G_{sel} とセンサ温度測定手段 22 から供給された環境温度 T_a とを用いて、

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 - \frac{G_{sel}}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (16)$$

なる計算式により、絶対温度で表した体温 T を算出する。ただし、 $f(T_a)$ は実施例 18 で用いたのと同じ多項式であり、 T_a に係わらず常に正の値をとる。

ここで、式 (16) の G_{sel} を関数値選択手段 55 が G_{sel} を選択するのに用いた個々の関数値 G に置き換えた

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 - \frac{G}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (17)$$

なる計算式で算出される体温 T は、関数値 G に対して単調減少の関係にある。従って、関数値 G の最小値である値 G_{sel} に対して式 (16) で算出された体温 T は、個々の関数値 G に対して式 (17) を適用して個別に算出される体温の最高値と等しいことになる。

本実施例によれば、関数値算出手段 44 は赤外線測定手段 53 により得られた赤外線の測定値 V_s をそのまま関数値とするので、実施例 5 の場合と同様に、個々の関数値を算出するのに要する時間を実施例 4 の場合よりも一層短縮することが可能となる。

(実施例 7)

図 1 1 は、本発明の実施例 7 の耳式婦人体温計の構成図である。図 1 1 において、6 1 は制御手段、6 3 は赤外線測定手段、6 4 は関数値算出手段、6 5 は関数値選択手段、6 7 は体温算出手段である。この他、実施例 5 と同一内容のものについては同一の符号を付している。また、図 1 2 は、赤外線測定手段 6 3 の構成図である。

5 図 1 2 において、6 3 a は鼓膜から放射された赤外線を断続するチョッパ、6 3 b は熱型赤外線センサの一種である焦電型赤外線センサで、チョッパ 6 3 a により断続された赤外線を電気信号に変換する赤外線センサである。6 3 c は赤外線センサ 6 3 b の出力信号をサンプリングするサンプリング手段、6 3 d はサンプリング手段 6 3 c によりサンプリングされた信号値を複数個記憶する信号値記憶手段、6 3 e はサンプリング手段 6 3 c に
10 よりサンプリングされた信号値に基づき鼓膜から放射された赤外線の強さを算出する第 1 の赤外線測定値算出手段、6 3 f はサンプリング手段 6 3 c によりサンプリングされた信号値に基づき鼓膜から放射された赤外線の強さを算出する第 2 の赤外線測定値算出手段である。第 2 の赤外線測定値算出手段は第 1 の赤外線測定値算出手段より長い演算時間をする算出を行う

15 以下、本実施例の耳式婦人体温計の動作、作用を説明する。

本実施例の耳式婦人体温計は、環境温度が鼓膜の体温より低い環境においてのみ使用する。

制御手段 6 1 は、測定指示手段 2 0 のスイッチ 2 0 a が押下されるのを待つ。

スイッチ 2 0 a が押下されると制御手段 6 1 より制御信号が発せられ、赤外線測定手段
20 6 3 のチョッパ 6 3 a は、鼓膜から放射された赤外線を赤外線センサ 6 3 b に入射させるか遮光するかを一定周期で切り替える動作を開始する。ここでは、入射させる時間と遮光する時間が共に 5 0 ミリ秒である場合を例として説明する。すなわち、鼓膜から放射された赤外線を、赤外線センサ 6 3 b に対して 5 0 ミリ秒間入射させ、次の 5 0 ミリ秒間は遮光し、次の 5 0 ミリ秒間は再び入射させるという動作を、以後繰り返し行う。この結果、
25 赤外線センサ 6 3 b の出力には、鼓膜から放射された赤外線が入射している 5 0 ミリ秒間は上昇し、赤外線が遮光されている 5 0 ミリ秒間は下降するという、1 0 0 ミリ秒周期の交流電圧信号が発生する。

この後、制御手段 6 1 は、赤外線センサ 6 3 b の出力電圧信号が、チョッパ 6 3 a の動作開始に伴う初期応答の影響が無視できるほど小さくなり、周期 1 0 0 ミリ秒のほぼ安定した繰り返し信号となるまで、予め定められた時間待つ。この待ち時間は、チョッパ 6 3
30

aの動作周期の4倍から5倍程度に設定するのが望ましい。本実施例では、チョッパ63aの動作周期が100ミリ秒なので、待ち時間を500ミリ秒とする。

待ち時間が経過した後、赤外線センサ63bの出力信号は、周期100ミリ秒のほぼ安定した繰り返し信号となるが、その振幅は、本耳式婦人体温計の光学的視野に含まれる鼓膜の体温に応じて、換言すれば、鼓膜から放射され赤外線測定手段63に入射する赤外線

5 膜の大きさに応じて、変動する。

サンプリング手段63cは、この待ち時間が経過した後、チョッパ63aの動作の繰り返し周波数10Hzの64倍に相当する640Hzのサンプリング周波数で赤外線センサ63bの出力電圧信号を繰り返しサンプリングし、その値を信号値記憶手段63dに順次

10 供給する。すなわち、周期100ミリ秒の赤外線センサ63bの出力信号を、1周期を64等分した時間間隔でサンプリングし、サンプリングした順に、その値を信号値記憶手段63dに供給する。

信号値記憶手段63dは、信号値を複数個記憶するメモリである。以下、説明の都合上、メモリの第i番目の領域に記憶される値を

15 $S(i)$ ただし、iは1, 2, 3, ……で表わされる自然数。

で表す。信号値記憶手段63dは、サンプリング手段63cからk番目に供給された信号値を $S(k)$ として記憶する。

一方、制御手段61は、サンプリング手段63cによるサンプリングが64回行われるたびに、すなわち、チョッパ63aの動作周期と等しい時間間隔である100ミリ秒毎に、

20 スイッチ20aの状態を調べ、スイッチ20aが押下されていない場合には、チョッパ63a、サンプリング手段63c、信号値記憶手段63dの各動作を停止させる。スイッチ20aが押下されている場合には、チョッパ63a、サンプリング手段63c、信号値記憶手段63dの各動作を、100ミリ秒後に再びスイッチ20aの状態を調べるまで継続させる。

25 以下、制御手段61が、チョッパ63a、サンプリング手段63c、信号値記憶手段63dの各動作を継続させるか否かの判定を第1回目、第2回目、…、第N-1回目に行ったときはスイッチ20aが押下されており、第N回目には押下されない状態になった場合を例として説明する。このとき、信号値記憶手段63dには、 $64 \times N$ 個の信号値が記憶されることになる。

30 第1の赤外線測定値算出手段63eおよび第2の赤外線測定値算出手段63fは、信号

値記憶手段 6 3 d に記憶された信号値を、 $S(1) \sim S(64)$ からなる第 1 のグループ、 $S(65) \sim S(128)$ からなる第 2 のグループ、……、 $S(64 \times (N-1) + 1) \sim S(64 \times N)$ からなる第 N のグループの、総計 N 個のグループに分けて扱い、赤外線センサ 6 3 b の出力信号に含まれる様々な周波数成分を有する信号のうちチョッパ 6 3 a の動作周波数と等しい 10 Hz の周波数成分を有する信号の大きさを、離散フーリエ変換の概念を利用して、各グループに属する信号値群から算出する。各々のグループに属する 64 個の信号値群は、100 ミリ秒の周期を持つ赤外線センサ 6 3 b の出力信号を、1 周期を 64 等分した時間間隔でサンプリングした信号値群であるから、各グループに属する信号値から算出される赤外線センサ 6 3 b の出力信号の大きさは、100 ミリ秒ごとに区切って測定した、鼓膜から放射された赤外線の大きさを表す値となる。

第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e は、スイッチ 20 a が押下されなくなり、チョッパ 6 3 a、サンプリング手段 6 3 c、信号値記憶手段 6 3 d の各動作が停止した後、1 ~ N の値をとる整数 n に対して、信号値記憶手段 6 3 d に記憶されている第 n のグループに属する信号値を 4 個おきに 16 個だけ用い、それらの信号値がサンプリングされた際の赤外線センサ 6 3 b の出力信号に含まれていた様々な周波数成分を有する信号のうち、チョッパ 6 3 a の動作周波数と等しい 10 Hz の周波数を有する信号成分のエネルギーに比例する値 $E(n)$ を算出する。

この算出は、以下のようにして行う。まず、整数値 $n = 0, 1, 2, \dots, N-1$ に対して、

$$V_{\sin}(n) = \sum_{j=1}^{16} \left(S(64 \times n + 4 \times j) \times \sin\left(\frac{2\pi \times 4 \times j}{64}\right) \right) \quad \dots \quad (18)$$

$$V_{\cos}(n) = \sum_{j=1}^{16} \left(S(64 \times n + 4 \times j) \times \cos\left(\frac{2\pi \times 4 \times j}{64}\right) \right) \quad \dots \quad (19)$$

として得られる値を算出する。次いで、 $E(n)$ を、

$$E(n) = V_{\sin}(n)^2 + V_{\cos}(n)^2 \quad \dots \quad (20)$$

として算出すればよい。

第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e は、このようにして算出した $E(n)$ を整数 n に対応づけて、関数値算出手段 6 4 に供給する。

関数値算出手段 6 4 は、第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e から供給された値 $E(n)$ をそのまま関数値 $G(n)$ とし、関数値 $G(n)$ を整数 n に対応づけて関数値選択手段 6 5 に供

給する。

関数値選択手段 6 5 は、関数値算出手段 6 4 から供給された関数値 $G(n)$ の中の最大値を選択する。説明の都合上、この選択された関数値に対応づけられていた整数を m で表す。

すなわち、 $G(1)$ 、 $G(2)$ 、……、 $G(N)$ の最大値を $G(m)$ とする。関数値選択手段 6

- 5 5 は、この整数値 m を第 2 の赤外線測定値算出手段 6 3 f に供給する。

- 10 第 2 の赤外線測定値算出手段 6 3 f は、関数値選択手段 6 5 から供給された整数値 m に対して、信号値記憶手段 6 3 d に記憶された信号値群のうち、第 m のグループに属する信号値 6 4 個を全て用いて、それらの信号値がサンプリングされた際の赤外線センサ 6 3 b の出力信号に含まれていた様々な周波数成分を有する信号のうち、チョッパ 6 3 a の動作周波数と等しい 10 Hz の周波数成分を有する信号の振幅電圧に比例する値 V_s を算出し、体温算出手段 6 7 に供給する。

この算出は、以下のようにして行う。まず、整数値 m に対して、

$$V_{2\sin} = \sum_{j=1}^{16} \left(S(64 \times m + j) \times \sin\left(\frac{2\pi \times j}{64}\right) \right) \quad \dots \quad (21)$$

$$15 \quad V_{2\cos} = \sum_{j=1}^{16} \left(S(64 \times m + j) \times \cos\left(\frac{2\pi \times j}{64}\right) \right) \quad \dots \quad (22)$$

として得られる値 $V_{2\sin}$ 、 $V_{2\cos}$ を算出した後、

$$V_s = \sqrt{V_{2\sin}^2 + V_{2\cos}^2} \quad \dots \quad (23)$$

として V_s を算出すればよい。

- 20 ここで、整数値 m に対して第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e により算出される値 $E(m)$ の平方根と、第 2 の赤外線測定値算出手段 6 3 f により算出される値 V_s を比較してみよう。両者はいずれも、赤外線センサ 6 3 b の出力信号を同じタイミングでサンプリングした信号値から算出される、10 Hz の周波数を有する信号成分の振幅電圧に比例する値である。しかし、離散フーリエ変換により算出される値は、サンプリング値を多く用いるほど、個々のサンプリング値に含まれる熱雑音などの雑音の影響が互いに相殺されやすくなるので、6 4 個のサンプリング値のうちの 16 個だけを用いて算出された $E(m)$ の平方根
- 25 として算出される値よりも、6 4 個のサンプリング値を全て用いて算出された V_s の方が雑音の影響が少なく、より精密な値となることが期待できる。一方、離散フーリエ変換に要する乗算の回数は、 $E(m)$ を求める際の方が V_s を求める際よりも少なくてすむ。すな

わち、第2の赤外線測定値算出手段63fにより算出される値Vsは精度は高いが長い演算時間を要し、第1の赤外線測定値算出手段63eにより算出される値E(m)は精度は若干落ちるが短い演算時間で求めることができるという、相異なる特徴があり、VsはE(m)の平方根を精密に算出し直した値であると言える。さらに、関数値算出手段64により算出される関数値G(n)は第1の赤外線測定値算出手段63eにより算出された値E(n)と等しいので、VsはG(n)の最大値G(m)の平方根を精密に算出し直した値であるということもできる。

次いで、センサ温度測定手段22は、赤外線センサ63bのケースの温度を、環境温度とみなして測定する。以下、この測定したケース温度を絶対温度で表した値をTaで表す。

10 体温算出手段67は、センサ温度測定手段22により測定された環境温度Taと、第2の赤外線測定値算出手段63fから供給された値Vsを用いて、

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 + \frac{V_s}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (24)$$

なる計算式により、絶対温度で表した体温Tを算出する。ただし、f(Ta)は式(2)で表される多項式であり、多項式中の係数に相当する定数A、B、Cは、赤外線測定手段
15 63の特性に合わせて予め定められている。また、f(Ta)はTaの値に係わらず、常に正の値をとる。

ここで、式(24)のVsを、関数値選択手段65がG(m)を選択するのに用いた関数値G(n)の個々の値の平方根に置き換えた

$$T = \sqrt[4]{T_a^4 + \frac{\sqrt{G(n)}}{f(T_a)}} \quad \dots \quad (25)$$

20 なる計算式で算出される体温Tは、関数値G(n)に対して単調増加の関係にある。また、先に述べたように、VsはG(n)の最大値G(m)の平方根を精密に算出し直した値である。従って、式(24)より算出された体温Tは、個々の関数値G(n)に対して式(25)を適用して個別に算出される体温の最高値に相当することになる。

25 体温算出手段67は、この体温Tを摂氏に換算して表示する。本実施例によれば、鼓膜から放射された赤外線を100ミリ秒ごとに区切って測定した値を算出する手段として、精度は若干劣るが演算時間が短くて済む第1の赤外線測定値算出手段63eと、精度は勝るが長い演算時間を要する第2の赤外線測定値算出手段63fとを設け、100ミリ秒ごとに区切って測定した赤外線の最大値を選択する際には演算時間が短くて済む第1の赤外

線測定値算出手段 6 3 e による算出結果を用い、その後、体温を算出する際には、選択された赤外線の最大値の大きさを、信号値記憶手段 6 3 d から読み出した信号値に基づき第 2 の赤外線測定値算出手段 6 3 f を用いて高い精度で算出し直す。従って赤外線の最大値を選択するのに要する時間を短く押さえながら最終的に算出される体温は精度よく算出できるという、優れた効果が得られる。

また、スイッチ 2 0 a の押下により赤外線の測定が継続している間は赤外線センサ 6 3 b の出力信号を信号値記憶手段 6 3 d に記憶しておき、スイッチ 2 0 a の押下が解除された段階で、信号値記憶手段 6 3 d に記憶されている信号値を読み出して 1 0 0 ミリ秒ごとに分割したタイミングで測定した赤外線の大きさを複数個算出するので、赤外線の大さを算出するのに要する時間的オーバーヘッドを気にすることなく、赤外線センサ 6 3 b の出力信号のサンプリングを連続して行うことが可能となる。

さらに、センサ温度測定手段 2 2 は環境温度 T_a の測定を 1 度しか行わないので、実施例 3 のように赤外線を測定するたびに毎回環境温度 T_a を測定する場合と比較して、センサ温度測定手段 2 2 がサーミスタ 2 2 a の抵抗値を測定する時間と、式 (4) を用いてサーミスタ 2 2 a の抵抗値から環境温度を算出する演算時間の分だけ、個々の関数値を算出するのに要する時間を一層短縮することが可能となる。

なお、上記の説明では、チョッパ 6 3 a、サンプリング手段 6 3 c、信号値記憶手段 6 3 d の動作を停止させてから第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e による演算処理を開始するとしたが、サンプリング手段 6 3 c によるサンプリングを 4 回実行するのに要する時間内に第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e によりエネルギー $E(n)$ の値を少なくとも 1 つ算出できる場合には、第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e による演算処理を、チョッパ 6 3 a、サンプリング手段 6 3 c、信号値記憶手段 6 3 d の動作と並行して行わせ、第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e がリアルタイムで赤外線測定値を算出するようにしてもよい。このようにすれば、ユーザがスイッチ 2 0 a の押下をやめた後で第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e による演算処理を行う必要がなくなるので、体温表示手段 2 8 に体温が表示されるまでに要する時間を一層短縮することが可能となる。

また、第 1 の赤外線測定値算出手段 6 3 e が赤外線の大さを算出する際の正負の符号を逆転し、

$$E(n) = -V_{\sin}(n)^2 - V_{\cos}(n)^2 \quad \dots \quad (26)$$

としてエネルギー $E(n)$ を算出するとともに、関数値選択手段 65 の代わりに関数値 $G(n)$ の中の最小値を選択する関数値選択手段を設けても、同様の効果を得られるのは言うまでもない。

また、実施例 3 においては、赤外線測定手段 23 はサーモパイルにより実現される赤外線センサ 23a を有する場合を例としたが、赤外線センサ 23a の代わりに実施例 7 の焦電センサにより実現される赤外線センサ 63b とチョッパ 63a を用いてもよく、この場合には、交流的に変化する赤外線センサ 63b の出力電圧振幅の測定を、ピークホールド回路を用いて行っても構わないし、第 1 の赤外線測定値算出手段 63e がリアルタイムで赤外線測定値を算出できるならば第 1 の赤外線測定値算出手段 63e を用いて行っても構わない。

(実施例 8)

以下本発明の実施例 8 について説明する。図 13 は本実施例の外観を示す斜視図である。本実施例の耳式婦人体温計は、体温測定手段等を内蔵している耳式婦人体温計本体 71 と、耳式婦人体温計本体 71 に付属して設けている耳孔に挿入するためのプローブ 72 から成っている。図 14 は、前記体温測定手段の構成を示すブロック図である。耳式婦人体温計本体 71 内には、プローブ 72 によって案内された赤外線を受ける焦電型赤外線センサ 77 と、焦電型赤外線センサ 77 に設けている窓 77a と、窓 77a の前面を遮蔽するチョッパ 81 と、チョッパ 81 を上下駆動するチョッパ駆動手段 82 と、焦電型赤外線センサ 77 の温度を測定するセンサ温度測定手段 83 と、前記焦電型赤外線センサ 77 とセンサ温度測定手段 83 の信号を受けて、体温を測定する体温算出手段 79 とを有している。体温算出手段 79 は、マイクロコンピュータ 79a を有しており、ブザー 80 と、体温表示手段 73 と、測定指示手段 75 及び図 13 に示している電源スイッチ 76 とに接続されている。

本実施例では、プローブ 72 に、図 15 に示しているような補助プローブ 78 を被せて使用している。補助プローブ 78 は、本実施例ではポリプロピレン等の樹脂を成型したものを使用しているが、特に材質に対する制限はないものである。補助プローブ 78 は、子供用、大人用等に寸法形状に種々の物を用意してある。また、補助プローブ 78 の端部には、図 15 に示しているような段加工部 78a を設けている。段加工部 78a は、図 16 に示しているプローブ 72 が有している段加工部 72a と嵌合する。前記段加工部 78a と段加工部 72a は、プローブ 72 に補助プローブ 78 を接続するときに、接続が確実に

なるような接続手段を構成している。図 1 7 は、プローブ 7 2 に補助プローブ 7 8 を接続した状態を示す斜視図である。使用者は、補助プローブ 7 8 の段加工部 7 8 a をプローブ 7 2 の段加工部 7 2 a に嵌合させるように補助プローブ 7 8 をプローブ 7 2 に接続する。

- 5 以下本実施例の動作について説明する。使用者が電源スイッチ 7 6 を押して、耳式婦人体温計本体 7 1 を持って、プローブ 7 2 を耳孔に挿入して測定指示手段のスイッチ 7 5 a を押すと、本実施例の耳式婦人体温計は動作を開始する。つまり、体温算出手段 7 9 は、測定指示手段のスイッチ 7 5 a が押されると、駆動パルス信号を送ってチョッパ駆動手段 8 2 を構成するモータを駆動する。チョッパ駆動手段 8 2 は、測定指示手段のスイッチ 7 5 a が押されてから所定時間継続して動作する。チョッパ駆動手段 8 2 が動作すると、焦電型赤外線センサ 7 7 の受光窓 7 7 a を開閉するチョッパ 8 1 が動作する。こうして受光窓 7 7 a から入射された赤外線は、焦電型赤外線センサ 7 7 によって受光される。焦電型赤外線センサ 7 7 はこの赤外線を受けて、受光した赤外線に相当する温度信号を体温算出手段 7 9 に伝達する。このとき焦電型赤外線センサ 7 7 は、内耳から放射される赤外線を受けたときに温度上昇しており、前記体温算出手段 7 9 に伝達している温度信号にはこの温度上昇分を含んでいる。そこで、この温度上昇分を補正するために、センサ温度測定手段 8 3 を使用している。センサ温度測定手段 8 3 は、焦電型赤外線センサ 7 7 の温度を測定して、この温度信号を体温算出手段 7 9 に伝達している。体温算出手段 7 9 を構成するマイクロコンピュータ 7 9 a は、焦電型赤外線センサ 7 7 の信号とセンサ温度測定手段 8 3 の信号から、体温を演算して体温表示手段 7 3 に演算結果を表示させる。こうして、所定時間が経過するとブザー 8 0 が動作して、使用者は測定終了を認識でき、体温表示手段 7 3 の表示を見て体温を知ることが出来る。

15 なお、本実施例ではチョッパ駆動手段 8 2 を駆動する所定時間を 3 秒に設定している。また本実施例では、赤外線センサとして焦電型赤外線センサを用いている。このため、前記したようにチョッパ 8 1 ・チョッパ駆動手段 8 2 によって受光窓 7 7 a を開閉している。つまり焦電型以外の赤外線センサを用いる場合には、受光窓 7 7 a を開閉する必要はない。また本実施例では、センサ温度測定手段 8 3 によって、焦電型赤外線センサ 7 7 の温度を検出するようにしているが、焦電型以外の赤外線センサを用いる場合には、前記センサ温度測定手段 8 3 を使用する必要がない場合もある。

- 30 このとき本実施例では、使用者が元々付いているプローブ 7 2 を使用したときに寸法が

合わない等が原因する違和感がある場合に、補助プローブ 7 8 を使用する。補助プローブ 7 8 は、前記しているように、種々の寸法の物を用意している。もともとついているプローブの大きさを、耳式婦人体温計本体 7 1 側に対する接続側の径を 1 5 mm、耳挿入側の径を 8 mm、長さを 2 5 mm とした場合に、本実施例では補助プローブ 7 8 は径 8 mm、
5 延長分長さ 2 mm のもの、4 mm のもの、8 mm のもの等を用意している。従って、使用者が測定前にプローブ 7 2 を耳に挿入して違和感を感じる場合には、適切な種類の補助プローブ 7 8 を使用することが出来る。また、この補助プローブ 7 8 をプローブ 7 2 に接続するときに、補助プローブ 7 8 に設けている段加工部 7 8 a を補助プローブ 7 2 に設けている段加工部 7 2 a に合致するように取り付けることによって、所定の寸法を維持することが出来る。
10

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、使用者の耳孔の形状に合致する補助プローブ 7 8 を使用することによって、正確な測定が出来る。

(実施例 9)

次に本発明の実施例 9 について説明する。図 1 8 は本実施例の構成を説明する斜視図である。本実施例では、プローブ 7 2 に、ゴム等の摩擦体で構成したリング 8 4 を設けている。
15 つまり、前記リング 8 4 は、補助プローブ 7 8 の位置決めをするための接続手段を構成している。このため、実施例 3 5 で説明した補助プローブ 7 8 の接続が一層容易となるものである。また、リング 8 4 の位置は自由に調整できるため、用意する補助プローブの種類も実施例 3 5 に比べて少なくすむ。

20 以上のように本実施例によれば、耳式婦人体温計本体 7 1 に備えたプローブ 7 2 に、補助プローブ 7 8 の位置決めをするためのリング 8 4 を設けて、補助プローブ 7 8 の固定位置を一定とすることが出来て、正確な測定が出来る耳式婦人体温計を実現できる。

(実施例 1 0)

続いて本発明の実施例 1 0 について説明する。図 1 9 は、本実施例の構成を示す斜視図である。本実施例は、前記実施例 3 6 の構成を改善したものである。本実施例では、
25 プローブ 7 2 に複数の溝部 8 5 を設けている。この溝部 8 5 内に、実施例 3 6 で説明したリング 8 4 を配置している。

つまり、実施例 9 で説明した構成のものは、使用者が耳孔内からプローブ 7 2 を抜き出すときに、リング 8 4 の位置がずれたりする可能性がある。この点、本実施例によれば
30 リング 8 4 は溝部 8 5 内に設けているため、位置ズレの心配はない。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、耳式婦人体温計本体 7 1 に備えたプローブ 7 2 に複数の溝部 8 5 を備え、この溝部 8 5 に補助プローブ 7 8 の位置決めをするためのリング 8 4 を設けて、補助プローブ 7 8 の固定位置を一定として、正確な測定が出来るようになる。

5 (実施例 1 1)

次に本発明の実施例 1 1 について説明する。図 2 0・図 2 1 はは本実施例の構成を示す斜視図である。本実施例では、プローブ 7 2 に目盛り表示を有している。この目盛り表示は、図 2 0 に示しているものでは、プローブ端から 2 mm おきに 0 mm から 3 0 mm までとしている。また、図 2 1 に示しているものでは、赤ん坊、子供、大人としている。

10 以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、プローブ 7 2 に目盛り表示をしているため、耳孔への挿入深さが外から管理でき、正確な測定が出来る。

(実施例 1 2)

以下本発明の実施例 1 2 について説明する。図 2 9 は本実施例の構成を示すブロック図、図 3 0 は本実施例の動作を示すフローチャートである。

15 まず、本実施例の耳式婦人体温計の構成について図 2 9 を用いて説明する。耳式婦人体温計本体 9 1 は、耳孔内に挿入することによって人体が放射する赤外線を受光し、耳式婦人体温計本体 9 1 に案内するプローブ 9 2 と、プローブ 9 2 によって案内された赤外線量をもとに耳孔内温度を測定する赤外線測定手段 9 3 と、プローブ適合度決定手段 9 4 と、報知手段 9 5 を備えている。赤外線測定手段 9 3 は、焦電型赤外線センサ 9 6 と、焦電型赤外線センサ 9 6 の受光窓を開閉するチョッパ 9 7 と、チョッパ 9 7 を駆動するチョッパ駆動手段 9 8 と、センサ温度測定手段 9 9 と、焦電型赤外線センサ 9 6 の信号とセンサ温度測定手段 9 9 の検出温度から耳孔内温度を演算するための体温算出手段 1 0 0 と、測定指示手段 1 0 1 から構成される。焦電型赤外線センサ 9 6 は常に赤外線を受光している状態であると出力がなくなってしまうため、チョッパ 9 7 により周期的に遮蔽と開口を繰り返すことで出力を得る。また、プローブ適合度決定手段 9 4 は、モード切り換えスイッチ 1 0 2 と、体温比較手段 1 0 3 と、体温ばらつき判定手段 1 0 4 から構成される。報知手段 9 5 は、液晶表示部とブザー音吹鳴部から構成される。

以下、本実施例の動作について図 2 9 及び図 3 0 を用いて説明する。プローブ適合度決定手段 9 4 は、モード切り換えスイッチ 1 0 2 がプローブ選択モード側か否かをチェックし、プローブ選択モード側であればプローブ 9 2 の適合度を決定して報知する動作を開始

する（ステップ1）。即ち、まずプローブ適合度決定手段94は、プローブ適合度を決定して報知するために、使用者に耳式婦人体温計本体91に装着してもらうプローブ92の番号と使用者にそのプローブ92について測定してもらう測定回数を報知手段95を構成する液晶表示部に表示する（ステップ2、ステップ3）。本実施例では、予め5つのプローブの各々にプローブ番号を刻印して使用者が区別できるようにしており、測定回数は各
5 プローブにつき5回としている。次に、プローブ適合度決定手段94は、測定指示手段101が押されると、耳孔内体温を測定し測定値を表示する（ステップ4、ステップ5）。即ち、使用者が、プローブ92を耳孔内に挿入し、測定指示手段101を押すと、チョッパ駆動手段98がチョッパ97を駆動して焦電型赤外線センサ96の受光窓を開閉する。耳
10 孔内より放射されプローブ92によって案内された赤外線は、このチョッパ97の開閉によって焦電型赤外線センサ96によって検出される。焦電型赤外線センサ96の出力は、焦電型赤外線センサ素子そのものの温度によって変動するものであるため、体温算出手段100は、焦電型赤外線センサ96の出力量と、センサ温度測定手段99で検出した焦電型赤外線センサ素子温度とから耳孔内温度を演算する。耳孔内体温の測定が終了すると、
15 チョッパ駆動手段98はチョッパ97を閉状態にしてから動作を停止し、報知手段95を構成するブザー音吹鳴部でビッ音を吹鳴して液晶表示部に耳孔内体温を表示する。この各1回の測定値は、測定時間内のピークホールドした最高値を採用する。

次に、プローブ適合度決定手段94は、5つプローブ全てについて測定回数が5回になるまで耳孔内体温の測定を繰り返し（ステップ6～ステップ9）、それが終了したならば5つの
20 プローブ各々について5回の測定値の平均値と5回内での最高値－最低値（以降、幅と呼ぶ）を計算する（ステップ10）。計算の結果、プローブ適合度決定手段94を構成する体温比較手段103は、まず5つのプローブについて5回平均値を比較し、最も高い値のプローブを選別し、プローブ適合度決定手段94を構成する体温ばらつき判定手段104は、体温比較手段103が選別したプローブについて5回の測定値の幅が0.2℃以内か
25 どうかチェックする（ステップ11）。この結果、平均値が最高のプローブの5回の測定値の幅が0.2℃以内であれば、プローブ適合度決定手段4は、このプローブを最適なプローブと決定して報知手段95を構成するブザー音吹鳴部でビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ番号を表示し、その後平均値最高のプローブ番号から順にプローブ番号、平均値、幅を表示する（ステップ12、ステップ13）。平均値が最高のプローブが複数ある
30 場合は、最も5回の測定値の幅が小さいものを最適とする。もし、平均値が最高のプロ

ープの5回の測定値の幅が0.2℃より大きい場合は、報知手段95を構成するブザー音吹鳴部でビビビビ音を吹鳴して液晶表示部に平均値最高のプローブ番号から順にプローブ番号、平均値、幅を表示する(ステップ13)。

以降使用者は、報知された最適なプローブ番号のプローブを耳式婦人体温計本体91に装着してモード切り換えスイッチを通常測定側に切り換えて耳孔内体温の測定を行う(ステップ15、ステップ16)。最適なプローブ番号が報知されなかった場合は、最適プローブ番号が報知されるまで再度上記の作業を行うか、平均値最高のプローブ番号から順に報知されたプローブ番号、平均値、幅を参考に1位のものを選択しても良い。もし、最適なプローブ番号が報知されたが、そのプローブが耳に合わなくて痛い等の自覚症状がある場合は、平均値最高のプローブ番号から順に報知されたプローブ番号、平均値、幅を参考に痛くないもので順位の高いものを選択すると良い。

なお本実施例では、プローブを5つ準備してその全てを順次チェックするようにしたが、プローブはいくつ準備してもかまわないし、全てをチェックせずにそのうちのいくつかを使用者が指定できるようにしてもかまわない。また、各プローブについての測定回数も5回としているが任意の回数として良い。さらに、プローブの適合度を決定するための体温比較手段103は各プローブについて5回平均値を比較するようにしたが、各プローブについての5回測定中の最高値を比較するようにしても良い。また、体温ばらつき判定手段104は、5回の測定値の幅をチェックするようにしたが、5回の標準偏差等をチェックしてもかまわない。さらに、モード切り換えスイッチ102の状態を変化させた時、即ち他の側に切り換えた時に最初に既に報知した適合度を報知するようにしても良いし、別途スイッチを設けてそのスイッチが押された時に既に報知した適合度を報知するようにしてもかまわない。また、報知をブザーと液晶表示部での表示としたが、音声で報知してもかまわない。

以上のように本実施例に耳式婦人体温計によれば、外耳道の個人差に対応して鼓膜温度を正しく測定できるプローブを使用者が容易に選択することができる。

(実施例13)

次に本発明の実施例13について説明する。図31は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例12の構成に加えて、プローブ識別手段105を有しているものである。プローブ識別手段105は、プローブ92の耳式婦人体温計本体91への嵌合位置によってプローブを自動的に識別し、プローブ適合度決定手段94へその情報を

伝達する。

以下、本実施例の動作について説明する。プローブ適合度決定手段 9 4 は、モード切り換えスイッチ 1 0 2 がプローブ選択モード側か否かをチェックし、プローブ選択モード側であればプローブ 9 2 の適合度を決定して報知する動作を開始する。即ち、まずプローブ

5 適合度決定手段 9 4 は、プローブ識別手段 1 0 5 から装着されているプローブの情報を入力し、装着されているプローブ番号とそのプローブについて測定してもらう測定回数を報知手段 9 5 を構成する液晶表示部に表示する。もし、どのプローブも装着されていないければ、いずれかのプローブを装着するように指示する表示を行う。本実施例では、予め 5 つのプローブの各々にプローブ番号を刻印して使用者が区別できるようにしており、測定回

10 数は各プローブにつき 5 回としている。次に、プローブ適合度決定手段 9 4 は、測定指示手段 1 0 1 が押されると、耳孔内体温を測定し測定値を表示する。即ち、使用者が、プローブ 9 2 を耳孔内に挿入し、測定指示手段 1 0 1 を押すと、チョッパ駆動手段 9 8 がチョッパ 9 7 を駆動して焦電型赤外線センサ 9 6 の受光窓を開閉する。耳孔内より放射されプローブ 9 2 によって案内された赤外線は、このチョッパ 9 7 の開閉によって焦電型赤外線

15 センサ 9 6 によって検出される。焦電型赤外線センサ 9 6 の出力は、焦電型赤外線センサ素子そのものの温度によって出力が変動するものであるため、体温算出手段 1 0 0 は、焦電型赤外線センサ 9 6 の出力とセンサ温度測定手段 9 9 で検出した焦電型赤外線センサ素子温度とから耳孔内温度を演算する。耳孔内体温の測定が終了すると、チョッパ駆動手段 9 8 はチョッパ 9 7 を閉状態にしてから動作を停止し、報知手段 9 5 を構成するブザー音

20 吹鳴部でピッ音を吹鳴して液晶表示部に耳孔内体温を表示する。この各 1 回の測定値は、測定時間内のピークホールドした最高値を採用する。

次に、プローブ適合度決定手段 9 4 は、そのプローブについて測定回数が 5 回になるまで耳孔内体温の測定を繰り返し、それが終了したならば別のプローブを装着するように指示する表示を行う。別のプローブが装着されたならば、前のプローブの場合と同様の動作を

25 行う。次に、プローブ適合度決定手段 9 4 は、別のプローブを装着するように指示する表示を行う。

所定時間以内にさらに別のプローブが装着されなかった場合は、既に装着されたプローブの種類が 2 つ以上ある場合に、それらのプローブ各々について 5 回の測定値の平均値と 5 回内での幅を計算する。計算の結果、プローブ適合度決定手段 9 4 を構成する体温比較手

30 段 1 0 3 は、まず既に装着された各々のプローブについて 5 回平均値を比較し、最も高い

値のプローブを選別し、プローブ適合度決定手段 9 4 を構成する体温ばらつき判定手段 1 0 4 は、体温比較手段 1 0 3 が選別したプローブについて 5 回の測定値の幅が 0. 2℃以内かどうかチェックする。この結果、平均値が最高のプローブにおいて 5 回の測定値の幅が 0. 2℃以内であれば、プローブ適合度決定手段 9 4 は、このプローブを最適なプローブと決定して報知手段 9 5 を構成するブザー音吹鳴部でビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ番号を表示し、その後平均値が最高のプローブ番号から順にプローブ番号、平均値、幅を表示する。平均値が最高のプローブが複数ある場合は、5 回の測定値の幅が最も小さいものを最適とする。もし、平均値が最高のプローブの 5 回の測定値の幅が 0. 2℃より大きい場合は、報知手段 9 5 を構成するブザー音吹鳴部でビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部に平均値最高のプローブ番号から順にプローブ番号、平均値、幅を表示する。以降使用者は、報知された最適なプローブ番号のプローブを耳式婦人体温計本体 9 1 に装着してモード切り換えスイッチを通常測定側に切り換えて耳孔内体温の測定を行う。最適なプローブ番号が報知されなかった場合は、最適プローブ番号が報知されるまで再度上記の作業を行うか、平均値最高のプローブ番号から順に報知されたプローブ番号、平均値、幅を参考に 1 位のものを選択しても良い。もし、最適なプローブ番号が報知されたが、そのプローブが耳に合わなくて痛い等の自覚症状がある場合は、平均値最高のプローブ番号から順に報知されたプローブ番号、平均値、幅を参考に痛くないもので順位の高いものを選択すると良い。

プローブの適合度を報知した後で、別のプローブが装着された場合は、既に装着されたプローブの平均値と幅をもとに今回装着されたプローブの平均値と幅から適合度を再報知する。

なお本実施例では、適合度の報知を行うタイミングを、所定時間以内にさらに別のプローブが装着されないで、かつ既に装着されたプローブの種類が 2 つ以上ある場合としたが、既に装着されたプローブの種類は任意の数以上としても良いし、スイッチを設けて使用者がそのスイッチを押した時としても良い。また、報知された最適なプローブ番号のプローブ以外のプローブを耳式婦人体温計本体 9 1 に装着してモード切り換えスイッチを通常測定側に切り換えて耳孔内体温の測定を行った場合に注意報知を行うようにしてもかまわない。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、使用者が最適プローブをさらに容易に選択できるようになる。

(実施例 14)

続いて本発明の実施例 14 について説明する。図 32 は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例 13 の構成に加えて、室温記憶手段 106 を有しているものである。また、センサ温度測定手段 99 は、焦電型赤外線センサ 96 の素子そのものの温度を検出するもので、測定時に使用者が持った手の温度の影響を受けにくい場所に配置して室温測定手段を兼ねるものである。

以下、本実施例の動作について説明する。プローブ適合度決定手段 94 は、モード切り換えスイッチ 102 がプローブ選択モード側か否かをチェックし、プローブ選択モード側であれば本実施例 13 と同様にプローブの適合度を決定して報知する動作を行う。次に、モード切り換えスイッチ 102 が通常測定側であれば、センサ温度測定手段 99 を用いて室温を測定する。使用者が本婦人体温計を手にとりて使い始める前までは、本婦人体温計は室内の雰囲気温度に十分馴染んだ温度になっているため、センサ温度測定手段 99 を用いて焦電型赤外線センサ 96 の温度を測定することで室温が測れる。測定した室温は、既に記憶している室温と比較して現在の室温の方が低い時のみ、新たに室温記憶手段 106 に記憶し、かつ所定値と比較する。本実施例では比較する所定値は 15℃としている。センサ温度測定手段 99 は、比較の結果が室温が初めて 15℃未満になった時に、ブザー吹鳴部でビビビビビビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ適合度を再決定することを促す表示、即ちモード切り換えスイッチ 102 をプローブ選択モード側にする様に指示する表示を行う。1 度も適合度の報知を行っていない場合は、モード切り換えスイッチ 102 が通常測定側であれば即ブザー吹鳴部でビビビビビビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ適合度を再決定することを促す表示を行う。

使用者は、この指示に従い、モード切り換えスイッチ 102 をプローブ選択モード側にしてプローブの適合度を報知させ、この新たな適合度決定に従ってプローブ装着を行い、モード切り換えスイッチ 102 を通常測定側にして以降の耳孔内体温の測定を行う。

なお本実施例では、センサ温度測定手段を室温測定手段と兼用したが、別途室温測定手段を設けてもかまわない。また、室温測定手段を兼用するセンサ温度測定手段は、モード切り換えスイッチが通常測定側であれば室温を入力ようにしたが、モード切り換えスイッチの状態にかかわらず入力してブザーだけで報知しても良いし、電源スイッチを設けて電源スイッチが OFF から ON になった時だけとしても良い

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、室温が低温の場合でも鼓膜温度をよ

り正しく測定できる最適プローブを容易に 選択することができる。

(実施例 15)

続いて本発明の実施例 15 について説明する。図 33 は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例 14 の構成に加えて、計時手段 107 を有しているもの
5 である。

以下、本実施例の動作について説明する。プローブ適合度決定手段 94 は、モード切り換えスイッチ 102 がプローブ選択モード側か否かをチェックし、プローブ選択モード側であれば本実施例 40 と同様にプローブの適合度を決定して報知する動作を行う。この時、計時手段 107 は、報知が行われた時点で計時をリセットし計時を開始する。計時手段 107 は、計時を開始してから 1 年間が経過した時点で、ブザー吹鳴部でビビビビビビ
10 ビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ適合度を再決定することを促す表示、即ちモード切り換えスイッチ 102 をプローブ選択モード側にする様に指示する表示を行う。1 度も適合度の報知を行っていない場合は、モード切り換えスイッチ 102 が通常測定側であれば即ブザー吹鳴部でビビビビビビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ適合度を再決定することを促す表示を行う。
15

使用者は、この指示に従い、モード切り換えスイッチ 102 をプローブ選択モード側にしてプローブの適合度を報知させ、この新たな適合度決定に従ってプローブ装着を行い、モード切り換えスイッチ 102 を通常測定側にして以降の耳孔内体温の測定を行う。

なお本実施例では、報知してからの経過時間を 1 年間としたが外耳道の年齢変化に対応
20 できる任意の時間として良いものである。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、外耳道の年齢変化にも対応して鼓膜温度をより正しく測定できる最適プローブを容易に選択することができる。

(実施例 16)

続いて本発明の実施例 16 について説明する。図 34 は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例 15 の構成に加えて、個人切り換え手段 108 と適合度記憶手段 109 を有しているものである。個人切り換え手段 108 は、本実施例では A、B、C、D、E の 5 つに切り換え可能としている。
25

以下、本実施例の動作について説明する。使用者は、まず個人切り換え手段 108 を自分の位置（例えば A）に合わせておく。プローブ適合度決定手段 94 が、プローブの適合度を決定して報知するまでの動作は、実施例 42 と同様である。プローブ適合度決定手段
30

9 4 は、この報知した内容を個人切り換え 手段 1 0 8 の位置に応じて適合度記憶手段 1 0 9 に記憶する。即ち、この報知した内容を A の適合度として適合度記憶手段 1 0 9 に記憶する。

5 モード切り換えスイッチ 1 0 2 が他の側に切り換えられた時、または個人切り換え手段 1 0 8 が他の位置に切り換えられた時に、その時点の個人切り換え手段 1 0 8 の状態に応じてその個人について適合度記憶手段 1 0 9 に記憶している適合度を報知する。

なお本実施例では、個人切り換え手段の切り換え数を A、B、C、D、E の 5 つとしたが任意の数として良い。

10 以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、使用者は個人切り換え手段を自分の位置に合わせておきさえすれば、自分のプローブ適合度がすぐわかり、1 つの体温計を家族で使う場合にも対応して鼓膜温度をより正しく測定できる最適プローブの選択が容易にできる。

(実施例 1 7)

15 続いて本発明の実施例 1 7 について説明する。図 3 5 は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例 1 3 の構成に加えて、生理開始日入力手段 1 1 0 を有しているものである。

以下、本実施例の動作について説明する

20 プローブ適合度決定手段 9 4 が、プローブの適合度を決定して報知するまでの動作は、実施例 3 9 と同様である。使用者は、生理開始日に生理開始日入力手段 1 1 0 であるスイッチを押す。生理開始日入力手段 1 1 0 のスイッチが押されると、プローブ適合度決定手段 9 4 は、ブザー吹鳴部でビビビビビビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ適合度を再決定することを促す表示、即ちモード切り換えスイッチ 1 0 2 をプローブ選択モード側にする様に指示する表示を行う。1 度も適合度の報知を行っていない場合は、モード切り換えスイッチ 1 0 2 が通常測定側であれば即ブザー吹鳴部でビビビビビビビビビビ音を吹鳴して液晶表示部にプローブ適合度を再決定することを促す表示を行う。

25 使用者は、この指示に従い、モード切り換えスイッチ 1 0 2 をプローブ選択モード側にしてプローブの適合度を報知させ、この新たな適合度決定に従ってプローブ装着を行い、モード切り換えスイッチ 1 0 2 を通常測定側にして以降の耳孔内体温の測定を行う。

30 以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、室温が耳孔内体温の変化に及ぼす影響は 1 生理周期内で小さいので、生理開始日毎、即ち各生理周期初日に報知したプローブ

の適合度に従いプローブ装着を行うことにより、婦人の基礎体温計測が各生理周期で安定して正しく測定できる最適プローブを容易に選択できる。

(実施例 18)

以下本発明の実施例 18 について説明する。図 22 は本実施例の外観を示す斜視図である。耳式婦人体温計本体 111 には、内部に赤外線を検出する焦電型赤外線センサと、焦電型赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段とを備えており、表面には、体温を表示する体温表示手段 113 と、耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記焦電型赤外線センサに案内するためのプローブ 112 と、電源スイッチ 114 と、測定開始スイッチ 115 を設けている。耳式婦人体温計本体 111 は形態に便利のように薄型に構成してあり、上部には前記プローブ 112 を設けている。

図 23 は、前記体温測定手段の構成を示すブロック図を示している。耳式婦人体温計本体 111 内には、プローブ 112 によって案内された赤外線を絞る集光手段 116 と、絞られた赤外線を受ける焦電型赤外線センサ 117 と、焦電型赤外線センサ 117 に設けている窓 117a と、窓 117a の前面を遮蔽するチョッパ 121 と、チョッパ 121 を上下駆動するチョッパ駆動手段 122 と、焦電型赤外線センサ 117 の温度を測定するセンサ温度測定手段 118 と、前記焦電型赤外線センサ 117 とセンサ温度測定手段 118 の信号を受けて、体温を測定する体温算出手段 119 とを有している。集光手段 116 は、冷えたプローブ 112 を視野に入れられないためにレンズで構成されている。体温算出手段 119 は、マイクロコンピュータ 119a を有しており、ブザー 120 と、体温表示手段 113 及び図 22 に示している電源スイッチ 114 と測定開始スイッチ 115 とに接続している。

また、図 24 は本実施例で使用しているプローブ 112 の構成を示す側面図である。本実施例では、プローブ 112 には多数の穴 112a を設けている。

以下本実施例の動作について説明する。使用者が電源スイッチ 114 を押して、耳式婦人体温計本体 111 を持って、プローブ 112 を耳孔に挿入して測定開始スイッチ 115 を押すと、本実施例の耳式婦人体温計は動作を開始する。つまり、体温算出手段 119 は、測定開始スイッチ 115 が押されると、駆動パルス信号を送ってチョッパ駆動手段 122 を構成するモータを駆動するものである。チョッパ駆動手段 122 は、測定開始スイッチ 115 が押されてから所定時間継続して動作する。チョッパ駆動手段 122 が動作すると、焦電型赤外線センサ 117 の受光窓 117a を開閉するチョッパ 121 が動作する。こう

して受光窓 117a から入射された赤外線 信号は、焦電型赤外線センサ 117 によって受光される。焦電型赤外線センサ 117 はこの赤外線を受けて、受光した信号に相当する温度信号を体温算出手段 119 に伝達する。このとき焦電型赤外線センサ 117 は、内耳から放射される赤外線を受けたときに温度上昇しており、前記体温算出手段 119 に伝達している温度信号にはこの温度上昇分を含んでいる。そこで、この温度上昇分を補正するために、センサ温度測定手段 118 を使用している。センサ温度測定手段 118 は、焦電型赤外線センサ 117 の温度を測定して、この温度信号を体温算出手段 119 に伝達している。体温算出手段 119 を構成するマイクロコンピュータ 119a は、焦電型赤外線センサ 117 の信号とセンサ温度測定手段 118 の信号から、体温を演算して体温表示手段 113 に演算結果を表示させる。こうして、所定時間が経過するとブザー 120 が動作して、使用者は測定終了を認識でき、体温表示手段 113 の表示を見て体温を知ることが出来る。

なお、本実施例ではチョッパ駆動手段 122 を駆動する所定時間を 3 秒に設定している。また本実施例では、赤外線センサとして焦電型赤外線センサを用いている。このため、前記したようにチョッパ 121・チョッパ駆動手段 122 によって受光窓 117a を開閉している。つまり焦電型以外の赤外線センサを用いる場合には、受光窓 117a を開閉する必要はない。また本実施例では、センサ温度測定手段 118 によって、焦電型赤外線センサ 117 の温度を検出するようにしているが、焦電型以外の赤外線センサを用いる場合には、前記センサ温度測定手段 118 を使用する必要のない場合もある。

本実施例では、プローブ 112 として図 24 に示しているような多数の穴 112a を有するものを使用している。このため、外耳道に接触するプローブ 112 の面積は減少し、プローブ 112 と外耳道間で伝達される熱エネルギーも比較的少なくて済む。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、プローブ 112 は外耳道との接触面に多数の穴を有する耳式婦人体温計としているため、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来る。

(実施例 19)

次に本発明の実施例 19 について説明する。図 25・図 26 は、本実施例の耳式婦人体温計が有しているプローブ 112 の形状を示す側面図である。本実施例ではプローブ 112 に、多数の溝 112b を設けている。つまり、図 25 に示している構成のものは、プローブ 112 の長手方向に溝 112b を設けている。また図 26 に示している構成のものは、

プローブ 112 の短手方向に溝 112c を設けている。どちらの構成を採っても、外耳道に接触するプローブ 112 の面積は減少し、プローブ 112 と外耳道間で伝達される熱エネルギーも比較的少なくて済むものである。

5 以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、プローブ 112 に多数の溝 112b あるいは 112c を設けることによって、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来る。

(実施例 20)

次に本発明の実施例 20 について説明する。図 27 は本実施例の耳式婦人体温計が有しているプローブ 112 の形状を示す側面図である。本実施例ではプローブ 112 を、外枠 10 112e によって構成している。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、耳式婦人体温計本体 111 内に集光手段 116 であるレンズを使用して、人体が放射する赤外線をレンズによって、図 23 に示している焦電型赤外線センサ 117 まで伝達させる。このとき耳孔に挿入するものは、外枠 112e であり、外耳道との接触面積は極めて小さいものである。このため、室温の 15 低い環境であっても正確な体温の測定が出来る。

(実施例 21)

続いて本発明の実施例 21 について説明する。図 28 は本実施例の耳式婦人体温計が有しているプローブ 112 の形状を示す側面図である。本実施例では、プローブ 112 に起毛材 112f を設けている。起毛材 112f としては、本実施例では、ボアやピロード（ベルベット）を使用しているが、材質について特に制限を必要とするものではない。 20

以上のように本実施例では、プローブ 112 に起毛材 112f を使用しているので、室温の低い環境であっても正確な体温の測定が出来るようになる。

(実施例 22)

以下本発明の実施例 22 について説明する。図 36 は本実施例の構成を示すブロック図 25 である。本実施例の耳式婦人体温計の耳式婦人体温計本体 131（以下単に耳式婦人体温計本体 131 と称する）は、耳孔内に挿入することによって人体が放射する赤外線を耳式婦人体温計本体 131 に案内するプローブ 132 と、プローブ 132 によって案内された赤外線量をもとに耳孔内温度を測定する赤外線測定手段 133 と、連続測定回数決定手段 134 と、報知手段 135 と、電源入／切スイッチ 136 を備えている。電源入／切スイッチ 136 は、押される毎に赤外線測定手段 133 と連続測定回数決定手段 134 と報知 30

手段 1 3 5 への電源供給の入と切を繰り返す。赤外線測定手段 1 3 3 は、焦電型赤外線センサ 1 3 7 と、焦電型赤外線センサ 1 3 7 の受光窓を開閉するチョッパ 1 3 8 と、チョッパ 1 3 8 を駆動するチョッパ駆動手段 1 3 9 で構成される。更に、耳式婦人体温計本体 1 3 1 は、センサ温度測定手段 1 4 0 と、焦電型赤外線センサ 1 3 7 の信号とセンサ温度測定手段 1 4 0 での検出温度から耳孔内温度を演算するための体温算出手段 1 4 1 と、測定指示手段 1 4 2 から構成される。焦電型赤外線センサ 1 3 7 は常に赤外線を受光している状態であると出力がなくなってしまうため、周期的に遮蔽と開口を繰り返すことで出力を得る。赤外線センサ素子温度検出手段 1 4 0 は、焦電型赤外線センサ 1 3 7 の素子そのものの温度を検出するもので、測定時に使用者が持った手の温度の影響を受けにくい場所に配置して室温測定手段を兼ねるものである。また、連続測定回数決定手段 1 3 4 には、電源入／切スイッチ 1 3 6 の状態が入力される。

報知手段 1 3 5 は、液晶表示部とブザー音吹鳴部によって構成されている。

以下、本実施例の動作について説明する。使用者が、電源入／切スイッチ 1 3 6 を押して耳式婦人体温計本体 1 3 1 の電源を入れると、連続測定回数決定手段 1 3 4 は、まず、電源切状態で電源入／切スイッチ 1 3 6 が押され電源が入になったことを検知する。次に連続測定回数決定手段 1 3 4 は、センサ温度測定手段 1 4 0 から検出温度を入力する。センサ温度測定手段 1 4 0 は、測定時に使用者が持った手の温度の影響を受けにくい場所に配置してあるので、電源が入りになった直後はその検出温度がほぼ室温と等しい。連続測定回数決定手段 1 3 4 は、この検出温度を室温として、室温に応じて連続測定回数を決定し、報知手段 1 3 5 を構成する液晶表示部に表示する。例えば、室温が 30℃なら 1 回、室温が 10℃なら 3 回等と決定して液晶表示部に表示する。この連続測定回数は、各々の室温に於いて、測定結果が室温に影響されないようになる回数で、既に実験等で多数の被験者について確認している。しかも鼓膜の方向を探るに必要なだけの回数である。使用者は、その表示を見て、測定の信頼性を得るための連続測定回数を確認した上で、プローブ 1 3 2 を耳孔内に挿入し、測定指示手段 1 4 2 を押す。測定指示手段 1 4 2 が押されると、赤外線測定手段 4 で耳孔内体温が測定される。即ち、測定指示手段 1 4 2 が押されると、チョッパ駆動手段 1 3 9 がチョッパ 1 3 8 を駆動して焦電型赤外線センサ 1 3 7 の受光窓を開閉する。耳孔内より放射されプローブ 1 3 2 によって案内された赤外線は、このチョッパ 1 3 8 の開閉によって寸断され焦電型赤外線センサ 1 3 7 によって検出される。焦電型赤外線センサ 1 3 7 の出力は、赤外線センサ素子そのものの温度によって変動するもの

であるため、体温算出手段 141 は、焦電 型赤外線センサ 137 の出力量とセンサ温度測定手段 140 で検出した焦電型赤外線センサ素子温度とから耳孔内温度を演算する。

耳孔内体温の測定が終了すると、チョッパ駆動手段 139 はチョッパ 138 を閉状態にしてから動作を停止し、報知手段 135 を構成するブザー音吹鳴部でビッ音を吹鳴して液晶表示部に、耳孔内体温を表示すると同時に今回が何回目の測定であることを表示する。この各 1 回の測定値は、測定時間内のピークホールドした最高値を採用する。

使用者は、同様にして測定指示手段 142 を押して耳孔内体温の測定を連続測定回数に達するまで鼓膜の方向を探りながらプローブ 132 の方向を変えて測定を繰り返す。

連続測定回数の測定が終了した時には、連続測定回数決定手段 134 は、ブザー音吹鳴部でピーピー音を吹鳴する。

使用者は、連続測定回数の耳孔内体温測定を終了すると、各々の測定値の内の最高値を耳孔内体温値とみなして測定を終了して電源入／切スイッチ 136 を押して電源を切にして測定を終了する。

なお本実施例では、室温を測定するための室温測定手段をセンサ温度測定手段と兼用したが、別途設けてもかまわない。また、連続測定回数の報知を液晶表示部での表示としたが、音声で回数を報知してもかまわない。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、室温に応じて安定した再現性が得られるまで測定してできるだけ低温下での測定値への影響を押さえて、しかもプローブが鼓膜に向いていない場合に対する方向変えにも対応することができる。

(実施例 23)

次に本発明の実施例 23 について説明する。図 37 は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例 22 の構成に加えて、記憶手段 143 を有しているものである。

以下、本実施例の動作について説明する。使用者が、電源入／切スイッチ 136 を押して耳式婦人体温計本体 131 の電源を入れ、連続測定回数決定手段 134 が決定した連続測定回数の表示を確認した上で、プローブ 132 を耳孔内に挿入し、測定指示手段 142 を押して 1 回の測定が終了するまでは実施例 22 と同様である。その後、記憶手段 143 は、この各回の測定値を記憶し、連続測定回数中の最高値を各回の測定値と同時に液晶表示部で報知する。使用者は、同様にして測定指示手段 142 を押して耳孔内体温の測定を連続測定回数に達するまで鼓膜の方向を探りながらプローブ 132 の方向を変えて測定を

繰り返す。

使用者は、連続測定回数の耳孔内体温測定を終了すると、液晶表示部に表示されている連続測定回数中の最高測定値を耳孔内体温値として測定を終了して電源入／切スイッチ１３６を押して電源を切にして測定を終了する。

- 5 なお、使用者が、報知した連続測定回数以上の回数の測定を行った場合には、測定回数中の最高測定値を報知する。即ち、報知した連続測定回数が３回であるのに使用者が５回測定した場合は、５回中の最高測定値を報知する。

なお本実施例では、電源入の状態では常時、連続測定回数中の最高測定値を報知するようにしたが、各測定が終了する毎に音声等で報知するようにしても良いものである。

- 10 以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、使用者が連続測定回数中の各測定値を記憶して判断することなしに容易に信頼性の高い測定値を知ることができる。

（実施例２４）

- 15 続いて本発明の実施例２４について説明する。図３８は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、実施例２３の構成に加えて、計時手段１４４を有しているものである。

- 以下、本実施例の動作について説明する。使用者が、電源入／切スイッチ１３６を押して耳式婦人体温計本体１３１の電源を入れ、連続測定回数決定手段１３４が決定した連続測定回数の表示を確認した上で、プローブ１３２を耳孔内に挿入し、測定指示手段１４２を押して１回の測定が終了し、この各回の測定値が記憶手段１４３に記憶されて連続測定回数中の最高値が各回の測定値と同時に液晶表示部で報知されるのは実施例５０と同様である。計時手段１４４は、測定指示手段１４２が押される間隔を計時する。連続測定回数決定手段１３４は、計時手段１４４で計時する間隔が１０分以上空いた時、その時点の室温即ち、その時点で入力したセンサ温度測定手段１４０からの検出温度に応じて連続測定回数を再決定して報知手段１３５を構成する液晶表示部で表示し直すものである。

- 25 なお本実施例では、連続測定回数決定手段が再報知する時間間隔を１０分以上としたが、任意の時間間隔としてよい。また、室温に応じて時間間隔を変えてもかまわない。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計は、耳孔内体温の測定間隔が所定時間空いた間の室温変化にも対応できる。

（実施例２５）

- 30 続いて本発明の実施例２５について説明する。図３９は本実施例の構成を示すブロック

図である。本実施例では、実施例 2 4 の構成に加えて、測定値ばらつき判定手段 1 4 5 を有してい。

以下、本実施例の動作について説明する。使用者が、電源入／切スイッチ 1 3 6 を押して耳式婦人体温計本体 1 3 1 の電源を入れ、連続測定回数決定手段 1 3 4 が決定した連続測定回数の表示を確認した上で、プローブ 1 3 2 を耳孔内に挿入し、測定指示手段 1 4 2 を押して 1 回の測定が終了するまでは実施例 4 9 と同様である。その後、記憶手段 1 4 3 は、この各回の測定値を記憶し、連続測定回数中の最高値及び各回の測定値のばらつき（最高値－最低値の値、例えば 0. 2℃）を各回の測定値と同時に液晶表示部で報知する。使用者は、同様にして測定指示手段 1 4 2 を押して耳孔内体温の測定を連続測定回数に達するまで鼓膜の方向を探りながらプローブ 1 3 2 の方向を変えて測定を繰り返す。

使用者が、連続測定回数の耳孔内体温測定を終了すると、測定値ばらつき判定手段 1 4 5 は、連続測定回数中の最高値－最低値の値が、0. 1℃以下かどうかを判定する。測定値ばらつき判定手段 1 4 5 によって、測定値ばらつきが 0. 1℃より大きいと判定された場合には、連続測定回数決定手段 1 3 4 は、連続測定回数を 1 回延長する旨の報知を液晶表示部で行う。使用者は、この指示に従い、その回数分測定を行い、液晶表示部に表示されている連続測定回数中の最高測定値を耳孔内体温値として測定を終了し電源入／切スイッチ 1 3 6 を押して電源を切にして測定を終了する。

使用者が、報知した連続測定回数以上の回数の測定を行った場合には、測定回数中の高い順に並べ上位測定回数分でばらつきを判定する。即ち、報知した連続測定回数が 3 回であるのに使用者が 5 回測定した場合は、5 回の測定値を高い順に並べ上位 3 位迄の最高値と最低値でばらつきを判定する。

なお本実施例では、測定値ばらつきを連続測定回数中の最高値－最低値としたが標準偏差等を用いても良い。また、連続測定回数の延長は、最初に報知した回数分延長してもかまわないし、延長を音声等で報知してもかまわない。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、測定値の信頼性を向上したすることが出来る。

（実施例 2 6）

続いて本発明の実施例 2 6 について説明する。本実施例の構成は、実施例 2 5 と同様の図 3 9 である。

以下、本実施例の動作について説明する。使用者が、電源入／切スイッチ 1 3 6 を押し

て耳式婦人体温計本体 1 3 1 の電源を入れ、連続測定回数決定手段 1 3 4 が決定した連続測定回数の表示を確認した上で、プローブ 1 3 2 を耳孔内に挿入し、測定指示手段 1 4 2 を押して 1 回の測定が終了するまでは実施例 5 2 と同様である。その後、記憶手段 1 4 3 は、この各回の測定値を記憶し、連続測定回数中の最高値及び各回の測定値のばらつき(最高値－最低値の値、例えば 0. 1℃)を各回の測定値と同時に液晶表示部で報知する。この時、さらに同時に連続測定回数の残数を表示する。使用者は、同様にして測定指示手段 1 4 2 を押して耳孔内体温の測定を連続測定回数の残数が 0 になるまで鼓膜の方向を探りながらプローブ 1 3 2 の方向を変えて測定を繰り返す。

使用者は、連続測定回数の残数が 0 と報知された時に、液晶表示部に表示されている連続測定回数中の最高測定値を耳孔内体温値として測定を終了して電源入／切スイッチ 1 3 6 を押して電源を切にして測定を終了する。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、使用者に信頼性の高い測定値を得るための意識付けを図ることが出来る。

(実施例 2 7)

続いて本発明の実施例 2 7 について説明する。本実施例の構成は、実施例 2 5 と同様の図 3 9 である。図 4 0 は本実施例の動作を示すフローチャートである。

以下、本実施例の動作について説明する。使用者が、電源入／切スイッチ 1 3 6 を押して耳式婦人体温計本体 1 3 1 の電源を入れ(ステップ 1)、連続測定回数決定手段 1 3 4 が決定した連続測定回数の表示を確認した上で、プローブ 1 3 2 を耳孔内に挿入し、測定指示手段 1 4 2 を押して 1 回の測定が終了するまでは実施例 2 6 と同様である。その後、記憶手段 1 4 3 は、この各回の測定値を記憶し、連続測定回数中の最高値及び各回の測定値のばらつき(最高値－最低値の値、例えば 0. 1℃)を各回の測定値と同時に液晶表示部で報知する。この時、さらに同時に連続測定回数の残数を表示する。(ステップ 2～5) 使用者が、連続測定回数の残数が 0 にならない内に電源入／切スイッチ 1 3 6 を押して電源を切にしようとする(ステップ 1 1～1 2)、連続測定回数決定手段 1 3 4 は、報知手段 1 3 5 を構成するブザー吹鳴部でビビビビ音を吹鳴した後(ステップ 1 3)、電源を切にする(ステップ 1 4)。

以上のように本実施例による耳式婦人体温計では、使用者に信頼性の高い測定値を得るための意識付けを図ることが出来る。

(実施例 2 8)

以下本発明の実施例 28 について説明する。図 4.1 は、本実施例の回路構成を示すブロック図である。151 は体温計測部であり、データ処理表示部 153 の制御手段 165 に接続されている。制御手段 165 には、体温計測部 151 と、生理開始日入力手段 160 と、出産希望日入力手段 161 と、記憶手段 162 と、前記体温計測部 151 が計測した体温等を報知する報知手段を構成する液晶表示部 158 及びスピーカ 159 とブザー 167 によって構成している注意音吹鳴部 166 と、カレンダー機能を有した計時手段 168 とが接続されている。

図 4.2 は本実施例の耳式婦人体温計の外観を示す斜視図である。151 は使用者が測定指示手段 152 を押すと体温を測定する体温計測部で、サーミスタで構成している。体温計測部 151 の体温データは、データ処理表示部 153 に伝送されている。データ処理表示部 153 には、報知手段を構成する液晶表示部 158 及びスピーカ 159 と、使用者が各生理周期の初日を入力するための生理開始日入力手段を構成する生理開始日入力スイッチ 155 と、使用者が出産希望日を入力する出産希望日入力手段を構成する出産希望日入力スイッチ 156 と、前記生理開始日入力手段と出産希望日入力手段とを構成するデータ呼び出し入/切スイッチ 154 と、+スイッチ 157a と、-スイッチ 157b とを備えている。

図 4.3 について説明する。図 4.3 はデータ呼び出し入/切スイッチ 154 でデータを読み出して表示させた通常表示画面例である。158 は液晶表示部、169a はポインタで、体温グラフ 170 の各グラフを指示し、そのグラフに対応する日付が日付表示欄 171 に、基礎体温値が体温表示欄 172 に表示される。ポインタ 169a はグラフの X 軸に平行するポインタ表示行 173 上を左右に移動して各グラフを指示する。174a、174b は、生理開始日マークであり、この位置にあるグラフが生理開始日のグラフであることを指示し、生理開始日マーク 174a、174b は、グラフの X 軸に平行でポインタ表示行 173 の上部に位置する生理開始日マーク表示行 175 上にマークされるものである。176 は、推定された排卵期表示である。

以下、本実施例の動作について説明する。制御手段 165 は、計時手段 168 を介して毎日定刻に達したことを検知すると、注意音吹鳴部 166 を構成するブザー 167 とスピーカ 159 を使用して、使用者に体温計測の時刻に達したことを報知する。この体温計測時刻は、起床前の安静時の基礎体温を計測するものであり、使用者の生活パターンに従って都合の良い時刻に設定できるようになっている。使用者は、この報知を受けると、体温

計測部 1 5 1 の測定指示手段 1 5 2 を押し て基礎体温を計測する。制御手段 1 6 5 は、計時手段 1 6 8 により計測日が判定できるので、計測された体温をその計測日がわかるように自動的に記憶手段 1 6 2 に記憶する。即ち、制御手段 1 6 5 は、計測日についてはその初日のみ、体温については初日に計測されたものから順に 1 日につき 1 つだけ記憶手段 1 6 2 に記憶する。このため、各体温の計測日は、計測初日と体温が記憶されている順番で制御手段 1 6 5 に判断される。制御手段 1 6 5 は、計測当日の体温値を液晶表示部 1 5 8 に表示すると共に記憶手段 1 6 2 に記憶している過去の体温データを呼び出して、液晶表示部 1 5 8 にグラフとして表示する。図 4 3 はこの一例を示す通常表示画面である。

過去の体温を確認したい時は、+スイッチ 1 5 7 a あるいは-スイッチ 1 5 7 b を押して、ポインタ 1 6 9 a を左右に移動させる。ポインタ 1 6 9 a の移動に応じて、日付表示欄 1 7 1 に表示される日付と、体温表示欄 1 7 2 に表示される体温値が変化する。

また本実施例では、前記図 4 3 の通常表示画面を見ながら生理開始日を入力する。即ち、日付表示欄 1 7 1 に表示されている日付が生理開始日である場合には、この状態で生理開始日入力スイッチ 1 5 5 を押す。また、日付表示欄 1 7 1 に表示されている日付が生理開始日でない場合には、+スイッチ 1 5 7 a 或いは-スイッチ 1 5 7 b を操作して日付表示欄 1 7 1 に生理開始日当日の日付を表示させた上で、生理開始日入力スイッチ 1 5 5 を押す。生理開始日の入力は、体温計測前でも計測後でもかまわないし、当日でも後日でもかまわない。こうして生理開始日の入力が行われると、生理開始日マーク表示行 1 7 5 の該当のグラフ下に生理開始日マーク 1 7 4 b が表示され、記憶手段 1 6 2 に記憶される。また前記生理開始日マーク 1 7 4 b での生理開始日が誤っていた場合には、ポインタ 1 6 9 a を 1 7 4 b の位置に移動させた状態で、生理開始日入力スイッチ 1 5 5 を押せば、生理開始日マーク 1 7 4 b が消え記憶手段 1 6 2 から削除される。このようにして、使用者は生理開始日マーク 1 7 4 a や 1 7 4 b を設定する。

本実施例では、このように生理開始日の入力が 3 回以上行われ、記憶手段 1 6 2 にこれを記憶すると、制御手段 1 6 5 は将来の生理開始日を予測するものである。すなわち、生理開始日の間隔を各生理周期に対応する生理周期日数として、その生理周期日数の平均と最新の生理開始日とから、将来の n 周期先の生理開始日を（最新生理開始日 + n × 平均生理周期日数）と予測する。このとき、制御手段 1 6 5 は、各周期日数を記憶手段 1 6 2 に記憶している生理開始日が更新される都度算出し直すようにして、常に最新のデータで将来の生理開始日を予測するようにしている。

また本実施例では、前記した生理開始日の予測と共に、将来の排卵日の予測も行っている。すなわち、前記した将来の生理開始日が確定した時点で、記憶手段162に記憶している体温データから過去の排卵日を推定する。過去の排卵日の推定は、記憶された体温から各生理周期について高温期の前々日を排卵日として算出するものである。このとき液晶表示部158の表示は、図43に176として示しているように、高温期前の5日間を排卵期として反転色表示する。こうして、過去の排卵日の推定ができた場合に、制御手段165は既に予測した将来の生理開始日と過去の排卵日のデータとから、将来のn周期先の排卵日を（（最新生理開始日 + n × 平均生理周期日数） - 高温期平均日数 - 2）で予測する。

- 10 また本実施例では、使用者は出産希望日入力スイッチ156を押して、出産希望日を設定することが出来る。即ち、使用者が出産希望日入力スイッチ156を押すと、液晶表示部158の表示画面は図44に示している出産希望日の入力画面となる。この画面での設定は、将来の排卵日を予測できている場合に、+スイッチ157a、-スイッチ157bを使って出産希望日を入力することが可能となる。このとき制御手段165は、記憶手段162に記憶されたデータが不足していたり或いは不規則であったりして、将来の排卵日を予測出来ない場合には、+スイッチ157a或いは-スイッチ157bを押しても、出産希望日表示欄177の表示を変更せずに、注意音吹鳴部166を動作させる。すなわち、ブザー167を鳴らして、使用者に入力不可能であることを知らせるものである。出産希望日表示欄177に入力可能な出産希望日は、本実施例では入力当日1年先から入力当日20 2年先までとしている。この出産希望日の設定は、+スイッチ157a或いは-スイッチ157bを使用して、出産希望日表示欄177に例えば1999年4月頃と表示させ、この状態で再び出産希望日入力スイッチ156が押すと、この日付が確定する。

- こうして出産希望日が確定すると、制御手段165は、図44に示している該当排卵日表示欄178に該当排卵日を表示する。すなわち、出産希望日から妊娠日数を標準である25 妊娠前生理開始日から40週として逆算し、（出産希望日 - 40週 + （平均生理周期日数 - 高温期平均日数 - 2））で算出した値に、排卵日予測手段164が予測した将来の排卵日で最も近い日を例えば「1998年7月18日頃」と表示する。図45はこの状態を示す表示例である。

- こうして設定した出産希望日を後日確認するときは、出産希望日入力スイッチ156を30 押しさえすればよいものである。すなわち、制御手段165は出産希望日入力スイッチ1

5 6 が押されると、この時点で記憶手段 1 6 2 に記憶している出産希望日のデータを前記図 4 5 に示しているように表示する。従って使用者は、この画面を見ることによって、該当排卵日を確認できる。

5 以上のように本実施例によれば、使用者が毎朝基礎体温を測定し、生理開始日には生理開始日入力スイッチ 1 5 5 を使用して生理開始日であることを入力しさえすれば、出産希望日を入力するだけで妊娠する時期を知ることができる。

10 なお本実施例では、出産希望日入力欄 1 7 7 は、年月のみを入力するようにしているが、年月日まで指定して入力するようにしても良い。また、該当排卵日の報知も本実施例では通常表示画面とは別の画面で報知しているが、通常表示画面に常時表示するようにしてもかまわない。さらに、体温計測部 1 5 1 はサーミスタを用いた舌下式体温計で、本体 3 とは有線で接続しているが、赤外線センサを用いた耳孔式体温計を使用してもかまわないし、本体 3 と赤外線や電波等を使用して無線でデータ伝送を行ってもかまわない。

(実施例 2 9)

15 次に本発明の実施例 2 9 について説明する。本実施例は、体調の変化等によって当初に予想した排卵日がずれた場合の処理を示しているものである。すなわち、制御手段 1 6 5 は、記憶手段 1 6 2 が記憶している最新のデータをもとに排卵日を予測している。従って、使用者がその後に入力した基礎体温のデータや生理開始日のデータ等によっては変化するものである。制御手段 1 6 5 は本実施例では、このずれが生じたことが判明した時点で、注意音吹鳴部 1 6 6 を駆動して注意音を吹鳴させると共に、液晶表示部 1 5 8 に図 4 6 に示している該当排卵日変更画面を一定時間表示する。図 4 6 中の 1 7 7 は出産希望日入力欄、1 7 8 は該当排卵日表示欄、1 7 9 は該当排卵日の変更があったことを明示する変更表示である。

またこの一定時間の間は、該当排卵日表示欄 1 7 8 と変更表示 1 7 9 を点滅表示する。

25 なお本実施例では、該当排卵日を通常表示画面とは別に報知しているので上記のような方法をとっているが、通常表示画面で常時表示している場合は、注意音吹鳴部 1 6 6 で注意音を吹鳴してその部分だけ点滅表示させてもかまわない。また、変更の報知は、ここでは一定時間としているが、報知後使用者が何らかの入力をするまでとしても良い。

30 以上のように本実施例によれば、該当排卵日の変更を基礎体温計測時や生理開始日入力が行われた時に報知するので、変更があったことを使用者がすぐ知ることができ、出産希

望日に対応したより正確な該当排卵日を知ることができる。

(実施例 30)

続いて本発明の実施例 30 について説明する。本実施例では、制御手段 165 は、生理開始日入力手段 160 で生理開始日が入力された時、その入力された生理開始日から次回の生理開始日までの間に報知した該当排卵日が含まれる場合に、液晶表示部 158 に該当排卵日を報知する又はその生理周期内に該当排卵日が含まれることを報知するようにしているものである。図 47 は、この表示内容を示す表示画面例である。この図 47 に示している画面は、データ呼び出し入/切スイッチ 154 によってデータを呼び出した時に、液晶表示部 158 に表示される。

以下、本実施例の動作について説明する。図 47 に示している日付表示欄 171 に「1998 年 7 月 5 日」と表示されている時に生理開始日を示す入力があって、生理開始日マーク表示行 175 に生理開始日マーク 174c が入力された結果、制御手段 165 が次回の生理開始日を「1998 年 8 月 2 日」と予測したとする。制御手段 165 は、該当排卵日である「1998 年 7 月 18 日」が、入力された生理開始日である「1998 年 7 月 5 日」から「1998 年 8 月 2 日」までの間にあると判定する。この時点で制御手段 165 は、図 47 の画面に変えて図 45 の該当排卵日報知画面を一定時間表示する。その後、図 47 の画面を再び表示するが、このときには該当排卵期表示 180 は点滅表示させている。

なお本実施例では、生理開始日が入力された時点で、該当排卵日の報知とその生理周期内に該当排卵日が含まれることを同時に報知したが、どちらか一方の報知としても良い。また、その生理周期内に該当排卵日が含まれることをグラフの該当排卵期の点滅で報知したが、文字で「この生理周期に該当排卵日がある」ことを明示して報知してもかまわない。さらに、該当排卵日を通常表示画面とは別に報知しているので上記のような方法をとっているが、通常表示画面で常時表示している場合は、注意音吹鳴部 166 で注意音を吹鳴してその部分だけ点滅表示させてもかまわない。また、変更の報知は、ここでは一定時間としているが、報知後使用者が何らかの入力をするまでとしても良い。

以上のように本実施例によれば、該当排卵日の生理周期に入ったことをその生理周期の初日に知ることによって特に体調に注意できる。

(実施例 31)

続いて本発明の実施例 31 について説明する。本実施例では制御手段 165 は、使用者が入力した最新の生理開始日から次回の生理開始予定日までの間に報知した該当排卵日が

含まれる場合に、該当排卵日を液晶表示部 1 5 8 に報知する又はその生理周期内に該当排卵日が含まれることを液晶表示部 1 5 8 に報知するようにしているものである。図 4 8 はこの表示をしている通常表示画面例である。

以下、本実施例の動作について説明する。使用者は、毎朝基礎体温を計測する時、注意音吹鳴部 1 6 6 でアラーム音が鳴った後測定指示手段 1 5 2 を操作する。あるいは生理開始日等を入力する際に、まずデータ呼び出し入／切スイッチ 1 5 4 を操作する。制御手段 1 6 5 はこれらの入力を検知した時、該当排卵日が最新の生理開始日から次回の生理開始日までの間に含まれる時、例えば該当排卵日が「1 9 9 8 年 7 月 1 8 日」で最新の生理開始日が「1 9 9 8 年 7 月 5 日」で次回生理開始日が「1 9 9 8 年 8 月 2 日」であった場合に、図 4 8 に示している画面を表示する前に、まず図 4 5 の該当排卵日報知画面を一定時間表示して、その後図 4 8 に示している画面を表示する。このときには該当排卵期表示 1 8 0 を点滅表示としている。

なお本実施例では、最新の生理開始日から次回の生理開始日までの間に、すなわちその生理周期内に報知した該当排卵日が含まれる場合に、その生理周期中は体温入力またはデータ呼び出し操作される等使用者の働きかけがある毎に報知するようにしているが、使用者からの働きかけがない場合にも、定期的に報知するようにしてもよい。また本実施例では、該当排卵日の報知とその生理周期内に該当排卵日が含まれることを同時に報知するようにしているが、どちらか一方だけを報知するようにしてもよいものである。また、その生理周期内に該当排卵日が含まれることをグラフの該当排卵期の点滅で報知したが、文字で「この生理周期に該当排卵日がある」ことを明示して報知してもかまわない。さらに、該当排卵日を通常表示画面とは別に報知しているので上記のような方法をとっているが、通常表示画面で常時表示している場合は、注意音吹鳴部 1 6 6 で注意音を吹鳴してその部分だけ点滅表示させてもかまわない。また、変更の報知は、ここでは一定時間としているが、報知後使用者が何らかの入力をするまでとしても良い。

以上のように本実施例によれば、該当排卵日の生理周期に入ったことをその生理周期中特に意識付けて使用者に体調を注意させることが出来る。

(実施例 3 2)

次に本発明の実施例 3 2 について説明する。本実施例では、制御手段 1 6 5 は、体温計測部 1 5 1 によって計測した体温の計測当日が報知した該当排卵日の前後所定日数以内で、かつ既に記憶手段 1 6 2 に記憶された該当排卵日の前後所定日数内の体温値と比較して、

当日の体温が最も低い時に、真の該当排卵 日である可能性が高いことを報知するようにしている。図49はこのときの表示例を示している。該当排卵期表示180は該当排卵日「1998年7月18日」の当日と、前日と後1日の計3日間の体温変化を表示している。181は、7月17日の体温グラフで、この時の体温値が該当排卵期表示180に表示されている既に記憶された「1998年7月15日～7月17日」までの3つの体温値の中で最も低いことを示している。

以下、本実施例の動作について説明する。「7月15日」の体温が入力されると、制御手段15は体温比較を行う。「7月15日」は該当排卵期表示180の初日であり、特別な報知は行わない。「7月16日」の体温が入力されると、制御手段165は、既に記憶手段162に記憶している「7月15日」の体温より高いので、特別な報知は行わない。次に「7月17日」の体温が入力されると、制御手段165は、既に記憶手段162に記憶している「7月15日」と「7月16日」の体温と比較して最も低いと判定する。そこで制御手段165は、注意音吹鳴部166を駆動して注意音を吹鳴し、7月17日の体温グラフ181を新たな体温入力があるまで点滅して、「7月17日」が真の該当排卵日である可能性が高いことを報知する。

なお本実施例では、該当排卵日の前後の所定日数を前3日後1日としたが、該当排卵日を基準に任意の所定日数として良い。該当排卵日の所定日数前の初日（ここでは該当排卵期初日）は報知しなかったが常に報知するようにしても良い。また、正確な該当排卵日の可能性が高いことを該当グラフの点滅で報知したが、文字で「該当排卵日可能性大」と明示して報知してもかまわない。また、報知は、ここでは7月17日の体温グラフ181を新たな体温入力があるまで点滅しているが、一定時間としてもかまわない。

以上のように本実施例によれば、より正確な該当排卵日を知ることができる。

(実施例33)

続いて本発明の実施例33について説明する。本実施例では、制御手段165は、報知した該当排卵日に妊娠した場合の出産予定日を報知するものである。図50は、本実施例での表示を示す画面例である。

以下、本実施例の動作について説明する。出産希望日入力欄177に出産希望日が入力されると、前記実施例55で示しているように、該当排卵日表示欄178に該当排卵日が表示される。制御手段165は、該当排卵日が確定すると、該当排卵日に妊娠した場合の出産予定日がいつになるかを標準妊娠日数を足して算出し、注意音吹鳴部166で注意音

を吹鳴して、その結果を出産予定日表示欄 182 に表示する。使用者は、出産予定日表示欄 182 に表示された日を見て希望により近くなるように出産希望日入力欄の値を調整する。

- 5 以上のように本実施例によれば、出産予定日と出産希望日とのずれを確認することで、出産希望日の微調整ができる。本実施例では、出産希望日入力欄 177 に入力する値を年月としているが、入力する値を年月日とすると、よりずれが明確になるので出産予定日を表示する効果が高い。

(実施例 34)

- 10 次に本発明の実施例 34 について説明する。本実施例では、制御手段 165 は、報知した排卵日に妊娠した場合の、流産し易い時期、安定期、早産し易い時期を報知するようにしているものである。図 51 は、この情報を表示している画面例である。

- 以下、本実施例の動作について説明する。出産希望日入力欄 177 に出産希望日が入力されると、実施例 55 で示しているように、該当排卵日表示欄 178 に該当排卵日が表示される。本実施例では制御手段 165 は、該当排卵日が確定すると、注意音吹鳴部 166
15 を駆動して注意音を吹鳴し、該当排卵日に妊娠した場合の流産し易い時期、安定期、早産し易い時期を各々表示欄 183、表示欄 184、表示欄 185 に表示するものである。使用者は、表示された日を見て希望により近くなるように出産希望日入力欄の値を調整する。

なお本実施例では、流産し易い時期表示欄 183、安定期表示欄 184、早産し易い時期表示欄 185 に表示する値を年月としているが年月日としてもかまわない。

- 20 以上のように本実施例によれば、出産希望日を色々変えてみて各々の出産希望日に連動して表示される各々の時期を確認しながら、自分の妊娠中の活動予定に一番最適な出産計画を立てることができる。

(実施例 35)

- 25 以下本発明の実施例 35 について説明する。図 52 は本実施例の婦人体温計の構成を示すブロック図である。

婦人体温計のデータ処理表示部 191 (以下単にデータ処理表示部 191 と称する) は、耳式体温計測部 192 と、生理開始日入力手段 193 と、記憶手段 194 と、生理開始日予測手段 195 とを備えている。

- 耳式体温計測部 192 はサーミスタで構成し、生理開始日入力手段 193 は押しボタンス
30 イッチで構成し、生理開始日予測手段 195 はマイクロコンピュータによって構成してお

り、生理開始日予測手段 195 はカレンダー機能有している。

使用者は、毎朝 1 回起床時に布団に入ったままの状態、耳式体温計測部 192 を舌下に入れて安静時の基礎体温を測定する。また、生理時にはその初日を生理開始日として生理開始日入力手段 193 で入力する。このように測定された基礎体温や入力された生理開始日は、日時がわかるように記憶手段 194 に記憶される。生理開始日予測手段 195 は、記憶手段 194 に記憶されたデータをもとに次回以降の将来の生理開始日を予測する。

以下本実施例の生理開始日予測手段 195 の動作について図 53 のフローチャートにより説明する。

生理開始日予測手段 195 は、まず、記憶手段 194 に記憶した生理開始日の間隔から各生理周期について生理周期日数を算出する。例えば 1 番古い生理開始日が 1998 年 1 月 1 日で 2 番目に古い生理開始日が 1998 年 1 月 29 日であれば、第 1 生理周期の周期日数は 28 日になる。以下記憶手段 194 に記憶した全生理周期について生理周期日数を算出し（ステップ 1）、生理周期日数平均を算出する（ステップ 2）。次に、記憶手段 194 に記憶した全生理周期について、各々の生理周期日数と算出した生理周期日数平均との差を求めて差が 4 日以上の場合はその生理周期の生理周期日数は無効とし、差が 3 日以下の場合にはさらにその生理周期の高温期体温平均と低温期体温平均の差をチェックする。即ち、差が 0.3℃未満の場合はその生理周期の生理周期日数を無効とし、差が 0.3℃以上の場合はその生理周期日数を有効として、有効生理周期を決定する（ステップ 3～ステップ 6）。決定した有効生理周期について生理周期日数の平均を算出する（ステップ 7）。最後に、（最新生理開始日 + $n \times$ 有効生理周期日数平均）を算出し、将来の n 周期先の生理開始日を予測する（ステップ 8）。

なお、本実施例では、将来の生理開始日を予測するためのデータとして、記憶手段に記憶した全生理周期を用いたが、記憶手段に記憶した一部の生理周期を対象としても良い。また、生理周期日数との差の所定値を 3 日、高温期体温平均と低温期体温平均との差の所定値を 0.3℃としたが、標準偏差等の値を用いても良い。さらに、本実施例では生理開始日の入力があった時点で予測動作を行うようにしたが、次回生理開始日までの間ならいつ予測を行ってもかまわない。

以上のように本実施例によれば、異常な生理周期を除外して将来の生理開始日の予測精度を向上した婦人体温計を提供することができる。

30 (実施例 36)

続いて本発明の実施例 3 6 について説明 する。本実施例の婦人体温計の構成を示すブロック図は実施例 3 5 と同じ図 5 2 である。

以下本実施例の生理開始日予測手段 1 9 5 の動作について図 5 4 のフローチャートにより説明する。実施例 3 5 と同一機能を持つものは同一ステップ記号を用いている。生理開始日予測手段 1 9 5 が各生理周期が有効か無効か決定するまでは、実施例 3 5 と同様である。有効生理周期が決定されると、有効生理周期数が対象の全生理周期数の $2/3$ 以上あるかどうかチェックする (ステップ 9)。全生理周期数の $2/3$ 以上ある時のみ、次回以降の将来の生理開始日を予測し (ステップ 1 0 ~ ステップ 1 1)、 $2/3$ 未満の時は予測を行わない。例えば、対象とする全生理周期数が 1 0 で、その内で有効生理周期数が 7 以上ある時は予測を行うが、有効生理周期数が 7 未満の時は予測を行わない。

なお、本実施例では、有効生理周期数が対象の全生理周期数の $2/3$ 以上の時のみ生理開始日予測手段が予測を行うようにしたが、割合は予測精度に合わせて任意の割合に設定してかまわない。

以上のように本実施例によれば、さらに将来の生理開始日の予測精度を向上した婦人体温計を提供することができる。

(実施例 3 7)

続いて本発明の実施例 3 7 について説明する。本実施例の婦人体温計の構成を示すブロック図は実施例 3 5 と同じ図 5 2 である。

以下本実施例の生理開始日予測手段 1 9 5 の動作について図 5 5 のフローチャートにより説明する。まず、生理開始日予測手段 1 9 5 は、生理開始日入力手段 1 9 3 に生理開始日が入力された時点で、実施例 3 5 及び実施例 3 6 同様、有効生理周期を決定し、生理開始日の予測を行う (ステップ 1 2)。この予測ができた場合についてのみ、生理開始日予測手段 1 9 5 は以下の動作を行う (ステップ 1 3)。即ち、まず有効生理周期について高温期平均日数を求める (ステップ 1 4)。次に、耳式体温計測部 1 9 2 で測定した基礎体温が低温期から高温期へ移行したかどうかチェックする (ステップ 1 5)。移行を確認できない場合はステップ 1 2 で予測した生理開始日を修正しない。移行が確認できた場合は、次回生理開始日 = 高温期の初日前日 + 高温期平均日数とステップ 1 2 で予測した生理開始日を修正し (ステップ 1 5)、合わせて将来の n 周期先の生理開始日も次回生理開始日 + $(n - 1) \times$ 有効周期日数平均と修正予測する (ステップ 1 6)。

なお、本実施例では、高温期平均日数の算出を将来の生理開始日が予測できた時のみ行

ったが、生理開始日入力手段で生理開始日が入力された時点で常に算出するようにしても良い。また、本実施例では、高温期平均日数を算出する際には有効生理周期のみ対象としたが、高温期日数は周期日数の長さにかかわらずほぼ一定であるから、無効にした生理周期の内、周期日数の長さは平均より所定値以上であるが高温期平均体温と低温期平均体温の差は所定値以上あるもののみ高温期平均日数算出の対象としても良い。

以上のように本実施例によれば、現生理周期における低温期の変動影響を除外してかつ個人差に応じた将来の生理開始日の予測精度を向上した婦人体温計を提供することができる。

(実施例 3 8)

続いて本発明の実施例 3 8 について説明する。図 5 6 は本実施例の婦人体温計の構成を示すブロック図である。

1 9 6 は、記憶手段 1 9 4 に記憶している基礎体温と生理開始日から生理開始日とその前日との体温差を算出する体温差算出手段である。実施例 3 5 と同一機能を持つものは同一ステップ記号を用いている。生理開始日予測手段 1 9 5 と体温差算出手段 1 9 6 はマイクロコンピュータによって構成している。

以下本実施例の生理開始日予測手段 1 9 5 及び体温差算出手段 1 9 6 の動作について図 5 7 のフローチャートにより説明する。まず、生理開始日予測手段 1 9 5 は、生理開始日入力手段 1 9 3 に生理開始日が入力された時点で、実施例 3 7 同様、以後の生理開始日を予測する又は予測後修正する（ステップ 1 2 ～ステップ 1 7）。但し、ステップ 1 3 で生理開始日が予測できた場合は生理開始日予測手段 1 9 5 が高温期平均日数を算出すると同時に体温差算出手段 1 9 6 は有効周期について各々生理開始日前日基礎体温－生理開始日基礎体温を求めてその平均をとり平均体温差を算出し共に記憶手段 1 9 4 に記憶しておく（ステップ 1 8）。例えば -0.2°C 等である。生理開始日予測手段 1 9 5 で予測した次回生理開始日を越えても生理が開始しない（生理開始日入力手段 1 9 3 に生理開始日入力がない）場合（ステップ 1 9）は、前日基礎体温－耳式体温計測部 1 9 2 で測定した基礎体温 \geq 平均体温差の時にその日を次回生理開始日と修正予測する（ステップ 2 0 ～ステップ 2 1）。合わせて将来の n 周期先の生理開始日も次回生理開始日 $+(n-1) \times$ 有効周期日数平均と修正予測する（ステップ 2 2）。

なお、本実施例では、体温差を求める対象を有効生理周期としたが、記憶手段に記憶した全生理周期を対象に行って統計的処理を施したものをを用いてもかまわない。

以上のように本実施例による婦人体温計では、予測した次回生理開始日を越えても前記生理開始日入力手段で生理開始日入力がなかった場合即ち周期日数の長い生理周期でも個人差に応じて将来の生理開始日の予測精度を向上することが出来る。

(実施例 39)

- 5 続いて本発明の実施例 39 について説明する。図 58 は本実施例の婦人体温計の構成を示すブロック図である。

197 は、生理開始日予測手段 195 が予測した生理開始日を報知するための報知手段である。その他、実施例 38 と同一機能を持つものは同ステップ記号を用いている。報知手段 197 は、ブザー音吹鳴部と液晶表示部で構成している。

- 10 以下、本実施例の動作について図 58 及び図 57 のフローチャートにより説明する。生理開始日予測手段 195 が生理開始日の予測や修正予測を行う動作については第 65 の実施例と同様である。生理開始日入力があると将来の生理開始日の予測が行われる。ステップ 18 に進んだ時点で即ち、生理開始日の入力により将来の生理開始日が予測できた時点で、報知手段 197 で報知する。具体的にはブザー音吹鳴部で「ビビッ」と鳴らし、液晶表示部で次回以降の生理開始日を文字表示する。また、生理開始日入力手段 193 を用いて
- 15 生理開始日の変更があった場合も、変更された生理開始日について新たに将来の生理開始日を予測し、報知する。さらに、低温期から高温期への以降が確認されて予測が修正された時（ステップ 17）及び予測した生理開始日を越えても生理開始日の入力がなく高温期中に前日の基礎体温と当日の基礎体温との差が体温差平均以上あって予測が修正された時
- 20 （ステップ 22）には、やはり報知手段 197 で将来の生理開始日を報知する。

- なお、本実施例では、報知手段での報知をブザー音と液晶表示部での文字表示としたが、音声で報知しても良いし、表示しているカレンダーやグラフにマーク表示してもかまわない。また、生理開始日入力があった時、予測時、修正予測した時点以外に、使用者が好きな時に確認できるようにしても良いし、常時文字等で表示していてもかまわない。本実施例では、このような使用者の確認時や常時表示だけでなく、新たに生理開始日を予測する
- 25 時に使用者が気づくように意図的に報知するものである。

以上のように本実施例によれば、使用者が常に予測精度の良い将来の生理開始日を認識できる婦人体温計を提供することができる。

(実施例 40)

- 30 続いて本発明の実施例 40 について説明する。図 59 は本実施例の婦人体温計の構成を

示すブロック図である。

198は、前記生理開始日予測手段が将来の生理開始日を予測するために用いるデータを現在の日から最新の1年以内の所定期間内のものだけに限定する記憶手段限定手段である。

- 5 以下、本実施例の動作について図59により説明する。生理開始日入力手段193に生理開始日が入力されると、生理開始日予測手段195は、記憶手段194に記憶している生理開始日や基礎体温を用いて生理開始日の予測を行うが、その際記憶手段194に記憶されている生理開始日や基礎体温の内、記憶手段限定手段198によって現在の日から最新の1年以内の所定期間内のものだけに限定される。即ち、生理開始日予測手段195は、
10 記憶手段限定手段198によって限定されたデータを用いて予測を行うものである。予測の動作は第62の実施例と同様である。

なお、本実施例では、記憶手段限定手段を記憶手段に記憶している内の一部に限定するものとしたが、記憶手段の容量を1年分しか記憶しないものとしても良い。

- 15 以上のように本実施例による婦人体温計では、女性の生理状態も成長あるいは加齢によって刻々と変化するものであるから、最近の生理周期変動に対応して将来の生理開始日の予測精度を向上することができる。

産業上の利用可能性

- 20 本発明は、赤外線を用いて被測体の温度を測定する体温計、特に耳式体温計に関するものである。

本案の耳式婦人体温計によれば、体温の測定に当たって、要求される測定結果の許容誤差に基づき体温の測定に費やす時間を決定するので、許容誤差に応じた適切な時間で鼓膜の温度を測定することが可能となる。

- 25 体温の測定時間は、許容誤差が大きい場合には短くなり逆に許容誤差が小さい場合には長くなるので、測定時間が短いことを優先して体温を測定するか、測定精度を優先して体温を測定するかを自在に選択できるという効果がある。

即ち体温計の使用目的に見合った測定誤差を選択することが出来る。

- 30 また、本発明は大きなテーブルを用いたり演算処理を行うハードウェアの高速化に頼ったりすることなく、求めるべき体温を素早く検出することが出来るようにしたものであり、

体温を求める過程において、体温を算出するよりも演算量の少ない関数値を算出し、その関数値により、最終的に測定値として求めるべき体温を算出するようにしたもので、演算処理の演算量そのものを減らし、演算処理に要する時間を短くすることが可能となる。即ち、体温測定に要する時間を短縮することが出来る。

- 5 また、本発明では、耳孔内体温を測定するための、耳孔内の赤外線を案内する取り替え可能な複数の補助プローブを備え、併せて、これら補助プローブの適合度をチェックする機能も有しているので、外耳道の個人差に対応して、よりフィットし鼓膜温度を正しく測定できるプローブを、使用者が容易に選択することができる。

- 10 また、本発明は、プローブの形状を工夫することによって、外耳道の接触面積を減らして、測定値に対する室温の影響を少なくし、更にそれぞれの室温に対して測定誤差が少なくなるように、必要な連続測定回数を報知するようにして、低温下でも安定した結果が得られるよう工夫している。しかもプローブが鼓膜に向いていない場合に対する方向変えにも対応することが出来る。

- 15 また、本発明による耳式婦人体温計では、将来の生理開始日を予測するための生理開始日予測手段とを有し、各生理周期の初日を入力することにより、異常な生理周期を除外して将来の生理開始日の予測精度を向上している。そして出産希望日入力手段に入力された出産希望日に最も近い排卵日を報知するようにして、計画出産を助けることが出来る機能を備えている。

- 20 以上のように、本案は赤外線を利用した体温計特に耳式婦人体温計としての分野で、その性能向上、機能の拡大に顕著な効果がある。

請 求 の 範 囲

1. 温度測定対象とする鼓膜から放射された赤外線の測定値に基づき鼓膜の温度を算出する耳式婦人体温計であって、測定に費やす時間に応じて、算出される鼓膜の温度の測定値に含まれる誤差の大きさが増減する方法で赤外線を測定する耳式婦人体温計。
- 5 2. 温度測定対象とする鼓膜から放射された赤外線を測定値に含まれる誤差の大きさが測定に費やす時間に応じて変化する方法で測定する赤外線測定手段と、温度測定結果に許容する誤差を指示する許容誤差指示手段と、前記許容誤差指示手段が指示する許容誤差を用いて前記赤外線測定手段に対して赤外線の測定に費やす時間を決定する測定時間決定手段と、前記赤外線測定手段による赤外線の測定結果を用いて温度測定対象とする鼓膜の温度を算出する体温算出手段とを備えた請求の範囲 1 に記載の耳式婦人体温計。
- 10 3. 許容誤差指示手段は、温度測定結果に許容する確率誤差を指示する構成とした請求の範囲 2 に記載の耳式婦人体温計。
- 15 4. 測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は許容誤差指示手段により指示される許容誤差に対して単調減少の関係にある請求の範囲 2 または 3 に記載の耳式婦人体温計。
5. 赤外線測定手段は赤外線の測定値を平滑化する時定数が異なる複数のフィルタ回路を備え、許容誤差指示手段により指示される許容誤差に応じて使用するフィルタ回路を選択する構成とした請求の範囲 4 に記載の耳式婦人体温計。
- 20 6. 測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は許容誤差指示手段により指示される許容誤差の二次式で表される値に反比例する請求の範囲 4 に記載の耳式婦人体温計。
7. 測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は許容誤差指示手段により指示される許容誤差の平方に反比例する請求の範囲 6 に記載の耳式婦人体温計。
- 25 8. 測定時間決定手段により決定される赤外線の測定時間は許容誤差指示手段により指示される許容誤差から所定の値を引いた値の平方に反比例する請求の範囲 6 に記載の耳式婦人体温計。
9. 許容誤差指示手段は許容誤差を数値で入力する許容誤差入力手段を有する請求の範囲 4 に記載の耳式婦人体温計。
- 30 10. 許容誤差指示手段は予め定められた複数の許容誤差のうちの一つを選択する許容誤差選択手段を有する請求の範囲 4 に記載の耳式婦人体温計。

1 1. 赤外線測定手段は許容誤差選択手段により許容誤差が選択されたとき赤外線
の測定を開始する構成とした請求の範囲 10 に記載の耳式婦人体温計。

1 2. 温度の測定開始を指示する測定指示手段を備え、赤外線測定手段は前記測定指示
手段から指示を受けたとき赤外線測定を開始する構成とした請求の範囲 10 に記載の耳
5 式婦人体温計。

1 3. 温度測定対象を人体とし、許容誤差選択手段は当該耳式婦人体温計を婦人体温計
として用いるか、婦人体温計よりも許容誤差が大きい汎用体温計として用いるかを選択す
る体温計機能選択手段を有する請求の範囲 10 に記載の耳式婦人体温計。

1 4. 許容誤差指示手段をユーザが随時操作できるように配置した請求の範囲 3 に記載
10 の耳式婦人体温計。

1 5. 許容誤差指示手段を出荷前に操作しユーザには操作できないように配置した請求
の範囲 3 に記載の耳式婦人体温計。

1 6. 鼓膜から放射された赤外線を測定して鼓膜の体温を算出する耳式婦人体温計であ
って、赤外線の測定値を変数とし体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、
15 体温と単調関数の関係にある関数の関数値を、赤外線を複数回測定して得られる各々の測
定値に対して算出し、各関数値の大きさに基づいて選択した赤外線の測定値を用いて体温
を算出する耳式婦人体温計。

1 7. 鼓膜から放射された赤外線を測定する赤外線測定手段と、赤外線の測定値を変数
とし体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ、体温と単調関数の関係にあ
る関数の関数値を前記赤外線測定手段により赤外線を複数回測定して得られる各々の測定
20 値に対応づけて算出する関数値算出手段と、前記関数値算出手段により算出された関数値
群の中の一つの関数値を各関数値の大きさに基づいて選択する関数値選択手段と、前記関
数値選択手段により選択された関数値に対応する赤外線の測定値を用いて体温を算出する
体温算出手段とを備えた請求の範囲 16 に記載の耳式婦人体温計。

1 8. 関数値算出手段は体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選
25 択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を
選択する構成とした請求の範囲 17 に記載の耳式婦人体温計。

1 9. 関数値算出手段は体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選
択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最小である関数値を
30 選択する構成とした請求の範囲 17 に記載の耳式婦人体温計。

20. 体温算出手段は関数値選択手段により選択された関数値から体温を算出する構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

21. 関数値算出手段は赤外線測定手段の測定値をそのまま関数値とする構成とした請求の範囲17または20のいずれか1項に記載の耳式婦人体温計。

5 22. 赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よりも少ない回数で、当該耳式婦人体温計の使用環境の温度を測定するセンサ温度測定手段を備え、体温算出手段は前記センサ温度測定手段により測定された温度を用いて体温を補正して算出する構成とした請求の範囲17または21のいずれか1項に記載の耳式婦人体温計。

23. センサ温度測定手段は、体温算出手段による体温の算出1回につき1度だけ使用環境の温度を測定する構成とした請求の範囲22に記載の耳式婦人体温計。

24. 関数値算出手段は体温の4乗に相当する値を算出する構成とした請求の範囲17または18に記載の耳式婦人体温計。

25. 関数値算出手段は体温の平方に相当する値を算出する構成とした請求の範囲17または18に記載の耳式婦人体温計。

15 26. 鼓膜から放射された赤外線を測定して鼓膜の体温を算出する耳式婦人体温計であって、鼓膜から放射された赤外線を電気信号に変換し、前記電気信号に、第1の演算方法と演算時間が第1の演算方法よりも長く演算精度が第1の演算方法よりも高い第2の演算方法を適用して赤外線の測定値を求め、前記第1の演算方法を適用し赤外線を複数回測定して得られる各々の測定値に対して前記測定値を変数とし、体温を算出するよりも少ない
20 演算量で算出可能な、かつ、体温と単調関数の関係にある関数の関数値を算出し、算出された各関数値の中から大きさに基づいて一つの関数値を選択し、選択された関数値に対応する前記電気信号に前記第2の演算方法を適用して得られる赤外線測定値を用いて体温を算出する耳式婦人体温計。

27. 鼓膜から放射された赤外線を電気信号に変換する赤外線センサと、前記赤外線センサが出力する電気信号を取り込んで鼓膜から放射された赤外線の測定値を算出する第1
25 の赤外線測定値算出手段と、前記赤外線センサの電気信号を取り込んで前記第1の赤外線測定値算出手段より長い演算時間をかけて前記第1の赤外線測定値算出手段より高い演算精度で赤外線の測定値を算出する第2の赤外線測定値算出手段と、赤外線を複数回測定して得られる前記第1の赤外線測定値算出手段により算出された各々の測定値に対して、そ
30 の測定値を変数とし体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能な、かつ体温と単調関

数の関係にある関数の関数値を算出し、併せて前記測定値が算出された際の前記赤外線センサの電気信号に対して前記第2の赤外線測定値算出手段により算出される測定値を、前記算出された関数値に対応づけて算出する関数値算出手段と、前記関数値算出手段により算出された関数値群の中の一つの関数値を各関数値の大きさに基づいて選択する関数値
5 選択手段と、前記関数値選択手段により選択された関数値に対応する前記第2の赤外線測定値算出手段により算出された測定値を用いて体温を算出する体温算出手段とを備えた請求の範囲26に記載の耳式婦人体温計。

28. 関数値算出手段は、体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、関数値
10 選択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を選択する構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

29. 関数値算出手段は、体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値
選択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最小である関数値
を選択する構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

30. 赤外線センサにより得られる信号値を記憶する信号値記憶手段を備え、第2の赤
15 外線測定値算出手段は、関数値選択手段により関数値が選択された後にその選択された関数値に対応する赤外線の測定値を、前記信号値記憶手段に記憶された信号値を用いて算出する構成とした請求の範囲27または29に記載の耳式婦人体温計。

31. 第1の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに必要とする赤外線
センサの出力信号の取り込み回数は、第2の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算
20 出するのに必要とする赤外線センサの出力信号の取り込み回数より少ない構成とした請求
の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

32. 関数値算出手段は第1の赤外線測定値算出手段の測定値をそのまま関数値とする
構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

33. 耳式婦人体温計は使用環境の温度を測定するセンサ温度測定手段を備え、使用環
25 境温度の測定回数を赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よりも少なくし、体温算出
手段は前記センサ温度測定手段により測定された温度を用いて体温を補正して算出する構成
とした請求の範囲27または32に記載の耳式婦人体温計。

34. センサ温度測定手段は体温算出手段による体温の算出1回につき1度だけ使用環
境の温度を測定する構成とした請求の範囲33に記載の耳式婦人体温計。

30 35. 赤外線を検出する赤外線センサと、赤外線センサからの信号によって体温を測

定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段とを有する耳式婦人体温計本体と、耳式婦人体温計本体に備えた耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するプローブとを有し、前記プローブに大きさの異なる補助プローブを着脱自在に備えた耳式婦人体温計。

5 36. 赤外線を検出する赤外線センサと、赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段とを有する耳式婦人体温計本体と、耳式婦人体温計本体に備えた耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するプローブとを有し、前記プローブは表面に補助プローブの位置決めをするための接続手段を備えた耳式婦人体温計。

10 37. 赤外線を検出する赤外線センサと、赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段とを有する耳式婦人体温計本体と、耳式婦人体温計本体に備えた耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するプローブとを有し、前記プローブは表面に複数の溝部を備え、前記溝部に補助プローブの位置決めをするための接続手段を設けた耳式婦人体温計。

15 38. 赤外線を検出する赤外線センサと、赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段とを有する耳式婦人体温計本体と、耳式婦人体温計本体に備えた耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するプローブとを有し、前記プローブは表面に目盛り表示を有する耳式婦人体温計。

20 39. 耳孔内体温を測定するための赤外線測定手段と、耳孔内に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線測定手段に案内する取り替え可能な複数のプローブと、プローブ適合度決定手段と、報知手段とを備え、前記プローブ適合度決定手段は、前記複数のプローブについて所定測定回数の耳孔内体温値の最高値または平均値を他のプローブのものと比較する体温比較手段と、前記複数のプローブについて所定測定回数の耳孔内体温値のばらつきを判定する体温ばらつき判定手段から成り、少なくとも体温比較手段と体温ばらつき判定手段での判定結果からプローブの適合度を決定して報知する耳式婦人体温計。

25 40. 前記プローブ適合度決定手段は、前記複数のプローブを前記赤外線測定手段に取り付けた時に自動的に識別するプローブ識別手段を備え、プローブ適合度決定手段は、前記プローブ識別手段が自動識別したプローブを対象にプローブの適合度を報知する請求の範囲39に記載した耳式婦人体温計。

30 41. 室温を測定するための室温測定手段と、室温記憶手段を備え、前記室温測定手段

は前記赤外線測定手段での測定時の温度を 室温記憶手段に記憶して初めて室温が所定値未満になった時に、前記プローブ適合度決定手段を用いてプローブ適合度を再決定することを促す報知を行う請求の範囲 3 9 に記載した耳式婦人体温計。

5 4 2. 計時手段を備え、前記計時手段は、前記プローブ適合度決定手段がプローブの適合度を決定して報知してからの時間を計時して所定時間経過した時に、前記プローブ適合度決定手段を用いてプローブ適合度を再決定することを促す報知を行う請求の範囲 3 9 に記載した耳式婦人体温計。

10 4 3. 個人切り換え手段と、適合度記憶手段を備え、前記プローブ適合度決定手段は、前記個人切り換え手段を切り換えることにより各個人について決定し報知した最新のプローブの適合度を報知する請求の範囲 3 9 に記載した耳式婦人体温計。

4 4. 生理開始日入力手段を備え、前記生理開始日入力手段は、生理開始日入力があった時に、前記プローブ適合度決定手段を用いてプローブ適合度を再決定することを促す報知を行う請求の範囲 3 9 に記載した耳式婦人体温計。

15 4 5. 耳式婦人体温計本体に備えた、赤外線を検出する赤外線センサと、前記赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段と、耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するために耳式婦人体温計本体先端に設けたプローブと、入射光を絞るための集光手段とを有し、前記プローブは外耳道との接触面に多数の穴を有する耳式婦人体温計。

20 4 6. 耳式婦人体温計本体に備えた、赤外線を検出する赤外線センサと、前記赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段と、耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するために耳式婦人体温計本体先端に設けたプローブと、入射光を絞るための集光手段とを有し、前記プローブは外耳道との接触面に溝を有する耳式婦人体温計。

25 4 7. 耳式婦人体温計本体に備えた、赤外線を検出する赤外線センサと、前記赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段と、耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するために耳式婦人体温計本体先端に設けたプローブと、入射光を絞るための集光手段とを有し、前記プローブは耳の中に挿入するための外枠によって構成した耳式婦人体温計。

30 4 8. 耳式婦人体温計本体に備えた、赤外線を検出する赤外線センサと、前記赤外線センサからの信号によって体温を測定する体温測定手段と、体温を表示する体温表示手段と、

耳に挿入し人体が放射する赤外線を前記赤外線センサに案内するために耳式婦人体温計本体先端に設けたプローブと、入射光を絞るための集光手段とを有し、前記プローブは起毛材を有する耳式婦人体温計。

49. 室温を測定するための室温測定手段と、耳孔内体温を測定するための赤外線測定手段と、前記室温測定手段で測定した室温に応じて1測定あたりの連続測定回数を決定する連続測定回数決定手段と、報知手段とを備え、前記連続測定回数決定手段は、決定した連続測定回数を報知する耳式婦人体温計。

50. 記憶手段を備え、報知手段は、連続測定回数決定手段によって決定された連続測定回数中の耳孔内体温値の最高値を報知する請求の範囲49に記載した耳式婦人体温計。

51. 計時手段を備え、連続測定回数決定手段は、耳孔内体温の測定間隔が所定時間以上空いた時、その時点の室温で連続測定回数を再決定して報知する請求の範囲49に記載した耳式婦人体温計。

52. 測定値ばらつき判定手段を備え、連続測定回数決定手段は、連続測定回数中に測定した耳孔内体温値のばらつきが所定値以上である場合は連続測定回数を延長する請求の範囲49に記載した耳式婦人体温計。

53. 連続測定回数決定手段は、測定が終了する毎に連続測定回数の残数を報知する請求の範囲49に記載した耳式婦人体温計。

54. 連続測定回数決定手段は、報知されている連続測定回数未滿で1測定を終了しようとするとき注意喚起報知を行う請求の範囲49に記載した耳式婦人体温計。

55. 体温を測定する体温計測部と、前記体温計測部によって計測した体温データを処理するデータ処理表示部とを備え、前記データ処理表示部はカレンダー機能を有した計時手段と、使用者が各生理周期の初日を入力するための生理開始日入力手段と、使用者が出産希望日を入力する出産希望日入力手段と、少なくとも前記生理開始日入力手段で入力された生理開始日と前記体温計測部で測定した体温データをその計測日がわかるように記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶したデータをもとに将来の生理開始日と将来の排卵日とを予測する制御手段と、報知手段を有し、前記制御手段は、前記出産希望日入力手段に入力された出産希望日から標準妊娠日数を差し引いた日に最も近い排卵日を前記報知手段に報知するようにした耳式婦人体温計。

56. 制御手段は、出産希望日入力手段によって出産希望日が入力された時点で報知した該当排卵日が、その時点以降のデータによって該当排卵日の予測が異なった場合には、

該当排卵日が異なったことを報知する請求の範囲 5 5 に記載した耳式婦人体温計。

5 7. 制御手段は、生理開始日入力手段で生理開始日が入力された時、その入力された生理開始日から次回の生理開始日までの間に報知した該当排卵日が含まれる場合に、該当排卵日を報知する又はその生理周期内に該当排卵日が含まれることを報知する請求の範囲

5 5 に記載した耳式婦人体温計。

5 8. 制御手段は、最新の生理開始日から次回の生理開始日までの間に報知した該当排卵日が含まれる場合に、該当排卵日を報知する又はその生理周期内に該当排卵日が含まれることを報知するようにした請求の範囲 5 5 に記載した耳式婦人体温計。

5 9. 制御手段は、体温計測部によって体温を計測した当日が、報知した該当排卵日の
10 前後所定日数以内で、かつ既に記憶手段に記憶された該当排卵日の前後所定日数内の体温と比較して、当日の体温が最も低い時に、真の該当排卵日である可能性が高いことを報知するようにした請求の範囲 5 5 に記載した耳式婦人体温計。

6 0. 制御手段は、報知した該当排卵日に妊娠した場合の出産予定日を報知するようにした請求の範囲 5 5 に記載した耳式婦人体温計。

15 6 1. 制御手段は、報知した該当排卵日に妊娠した場合の、流産し易い時期、安定期、早産し易い時期を報知するようにした請求の範囲 5 5 に記載した耳式婦人体温計。

6 2. 基礎体温を測定するための耳式体温計測部と、各生理周期の初日を入力するための生理開始日入力手段と、前記体温計測部で測定された基礎体温と前記生理開始日入力手段で入力された生理開始日等を記憶するための記憶手段と、カレンダー機能を有して前記
20 記憶手段に記憶されたデータをもとに将来の生理開始日を予測するための生理開始日予測手段とを有し、前記生理開始日予測手段は、記憶手段に記憶している生理開始日の間隔を各生理周期に対応する生理周期日数として、生理周期日数の平均との差が所定日数以上ある生理周期と各生理周期内での高温期平均体温と低温期平均体温の差が所定値未満の生理周期を除外して残りの有効生理周期に対して有効生理周期日数平均を算出し、将来の n 周
25 期先の生理開始日を（最新生理開始日 + n × 有効生理周期日数平均）と予測する婦人体温計。

6 3. 前記生理開始日予測手段は、有効生理周期の数が対象とする全生理周期の数の所定割合以上ある時に将来の生理開始日を予測する請求の範囲 6 2 記載の婦人体温計。

6 4. 前記生理開始日予測手段は、前記耳式体温計測部で測定された基礎体温によって
30 低温期から高温期への移行を判断できた時点で、高温期の初日前日に前記記憶手段に記憶

している各生理周期の基礎体温から算出される高温期平均日数を加えた日を次回の生理開始日と修正予測する請求の範囲 6 2 に記載の婦人体温計。

6 5. 前記記憶手段に記憶している基礎体温と生理開始日から生理開始日とその前日との体温差の平均を算出する体温差算出手段を備え、前記生理開始日予測手段は、予測した
5 次回生理開始日を越えても前記生理開始日入力手段で生理開始日入力がなかった場合は、
前記耳式体温計測部で測定された基礎体温が前日の基礎体温と前記体温差算出手段で算出された体温差以上あった時にその日を次回の生理開始日と修正予測する請求の範囲 6 2 に記載した婦人体温計。

6 6. 報知手段を備え、前記報知手段は、前記生理開始日入力手段に生理開始日入力がある毎に、または前記生理開始日予測手段が修正予測をする毎に、将来の生理開始日を報
10 知する請求の範囲 6 2 に記載した婦人体温計。

6 7. 記憶手段限定手段を備え、前記生理開始日予測手段が将来の生理開始日を予測するために用いるデータは、前記記憶手段限定手段によって現在の日から最新の 1 年以内の所定期間内のものだけに限定されたデータとする請求の範囲 6 2 に記載した婦人体温計。

[1999年9月21日(21.09.99)国際事務局受理:出願当初の請求の範囲16, 17, 21, 22, 24-27, 30及び33は補正された;他の請求の範囲は変更なし。(4頁)]

11. 赤外線測定手段は許容誤差選択手段により許容誤差が選択されたとき赤外線の測定を開始する構成とした請求の範囲10に記載の耳式婦人体温計。
12. 温度の測定開始を指示する測定指示手段を備え、赤外線測定手段は前記測定指示手段から指示を受けたとき赤外線の測定を開始する構成とした請求の範囲10に記載の耳式婦人体温計。
- 5 13. 温度測定対象を人体とし、許容誤差選択手段は当該耳式婦人体温計を婦人体温計として用いるか、婦人体温計よりも許容誤差が大きい汎用体温計として用いるかを選択する体温計機能選択手段を有する請求の範囲10に記載の耳式婦人体温計。
14. 許容誤差指示手段をユーザが随時操作できるように配置した請求の範囲3に記載の耳式婦人体温計。
- 10 15. 許容誤差指示手段を出荷前に操作しユーザには操作できないように配置した請求の範囲3に記載の耳式婦人体温計。
16. (補正後) 鼓膜から放射された赤外線を測定して鼓膜の体温を算出する耳式婦人体温計であって、耳式婦人体温計を使用する環境温度の絶対温度表現値を4乗した値と、赤外線センサの出力電圧を赤外線センサの感度特性及び温度特性を表す補正項で除した値との和をとる関数を用い、
- 15 赤外線を複数回測定して得られる各々の測定値に対して前記関数値を算出し、各関数値の大きさに基づいて選択した赤外線の測定値を用いて体温を算出する耳式婦人体温計。
17. (補正後) 鼓膜から放射された赤外線を測定する赤外線測定手段と、耳式婦人体温計を使用する環境温度の絶対温度表現値を4乗した値と、赤外線センサの出力電圧を赤外線センサの感度特性及び温度特性を表す補正項で除した値との和をとる関数を用い、前記赤外線測定手段により赤外線を
- 20 複数回測定して得られる各々の測定値に対してその測定値に対応づけて前記関数値を算出する関数値算出手段と、前記関数値算出手段により算出された関数値群の中の一つの関数値を各関数値の大きさに基づいて選択する関数値選択手段と、前記関数値選択手段により選択された関数値に対応する赤外線の測定値を用いて体温を算出する体温算出手段とを備えた請求の範囲16に記載の耳式婦人体温計。
- 25 18. 関数値算出手段は体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を選択する構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。
19. 関数値算出手段は体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最小である関数値を選択する構成とした
- 30 請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

20. 体温算出手段は関数値選択手段により選択された関数値から体温を算出する構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

21. (補正後) 関数値算出手段は赤外線測定手段の測定値をそのまま関数値とする構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

5 22. (補正後) 赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よりも少ない回数だけ当該耳式婦人体温計の使用環境の温度を測定するセンサ温度測定手段を備え、体温算出手段は前記センサ温度測定手段により測定された温度を用いて体温を補正して算出する構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

10 23. センサ温度測定手段は体温算出手段による体温の算出1回につき1度だけ使用環境の温度を測定する構成とした請求の範囲22に記載の耳式婦人体温計。

24. (補正後) 関数値算出手段は体温の4乗に相当する値を算出する構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

25. (補正後) 関数値算出手段は体温の平方に相当する値を算出する構成とした請求の範囲17に記載の耳式婦人体温計。

15 26. (補正後) 鼓膜から放射された赤外線を測定して鼓膜の体温を算出する耳式婦人体温計であって、耳式婦人体温計を使用する環境温度の絶対温度表現値を4乗した値と赤外線センサの出力電圧を赤外線センサの感度特性及び温度特性を表す補正項で除した値との和をとった値を変数とする体温と単調関数の関係にある関数の関数値を算出する第1の演算方法と、耳式婦人体温計を使用する環境温度の絶対温度表現値を4乗した値と、赤外線センサの出力電圧を赤外線センサの感度特性及び温度特性を表す補正項で除した値との和の4乗根をとる第2の演算方法とを有し、第1の演算方法で算出された値の大きさに基づいて選択した赤外線センサの出力電圧と環境温度から第2の演算方法を適用して体温を算出する耳式婦人体温計。

20

25 27. (補正後) 鼓膜から放射された赤外線を電気信号に変換する焦電型赤外線センサと、この焦電型赤外線センサに入射する鼓膜からの赤外線を周期的に遮断するチョッパと、前記焦電型赤外線センサが出力する電気信号を周期的に読み込んで離散赤外線データとして出力していくサンプリング手段と、前記焦電型赤外線センサの出力信号に前記チョッパが赤外線を遮断する周波数と同じ周波数の正弦波または余弦波信号を乗算した結果の離散乗算データを生成しチョッパ周期の1周期毎にこの離散乗算データの総和を算出する第1の赤外線測定値算出手段と、前記サンプリング手段の出力である離散赤外線データから前記チョッパ周波数に等しい周波数成分の振幅値を離散フーリエ変換処理で算出する第2の赤外線測定値算出手段と、赤外線を複数回測定して得られる前記第1の赤外線測

30

定値算出手段により算出された各々の測定値に対して赤外線センサの出力電圧を赤外線センサの感度特性及び温度特性を表す補正項で除した値を変数とする体温と単調関数の関係にある関数の関数値を算出する第1の演算方法と、耳式婦人体温計を使用する環境温度の絶対温度表現値を4乗した値と、前記第2の赤外線測定値算出手段の出力を赤外線センサの感度特性及び温度特性を表す補正項で除した値との和の4乗根をとる第2の演算方法と、前記第1の演算方法に従った関数値を算出する関数値算出手段と、前記関数値算出手段により算出された関数値群の中の一つの関数値を各関数値の大きさに基づいて選択する関数値選択手段と、前記関数値選択手段により選択された関数値に対応する前記第2の赤外線測定値算出手段により算出されたチョッパ周波数に等しい周波数成分の振幅値を用いて前記第2の演算方法に従い体温を算出する体温算出手段とを備えた請求の範囲26に記載の耳式婦人体温計。

28. 関数値算出手段は体温と単調増加の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最大である関数値を選択する構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

29. 関数値算出手段は体温と単調減少の関係にある関数の関数値を算出し、関数値選択手段は前記関数値算出手段により算出された関数値群の中から値が最小である関数値を選択する構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

30. (補正後) 赤外線センサにより得られる信号値を記憶する信号値記憶手段を備え、第2の赤外線測定値算出手段は関数値選択手段により関数値が選択された後にその選択された関数値に対応する赤外線の測定値を前記信号値記憶手段に記憶された信号値を用いて算出する構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

31. 第1の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに必要とする赤外線センサの出力信号の取り込み回数は第2の赤外線測定値算出手段が赤外線の測定値を算出するのに必要とする赤外線センサの出力信号の取り込み回数より少ない構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

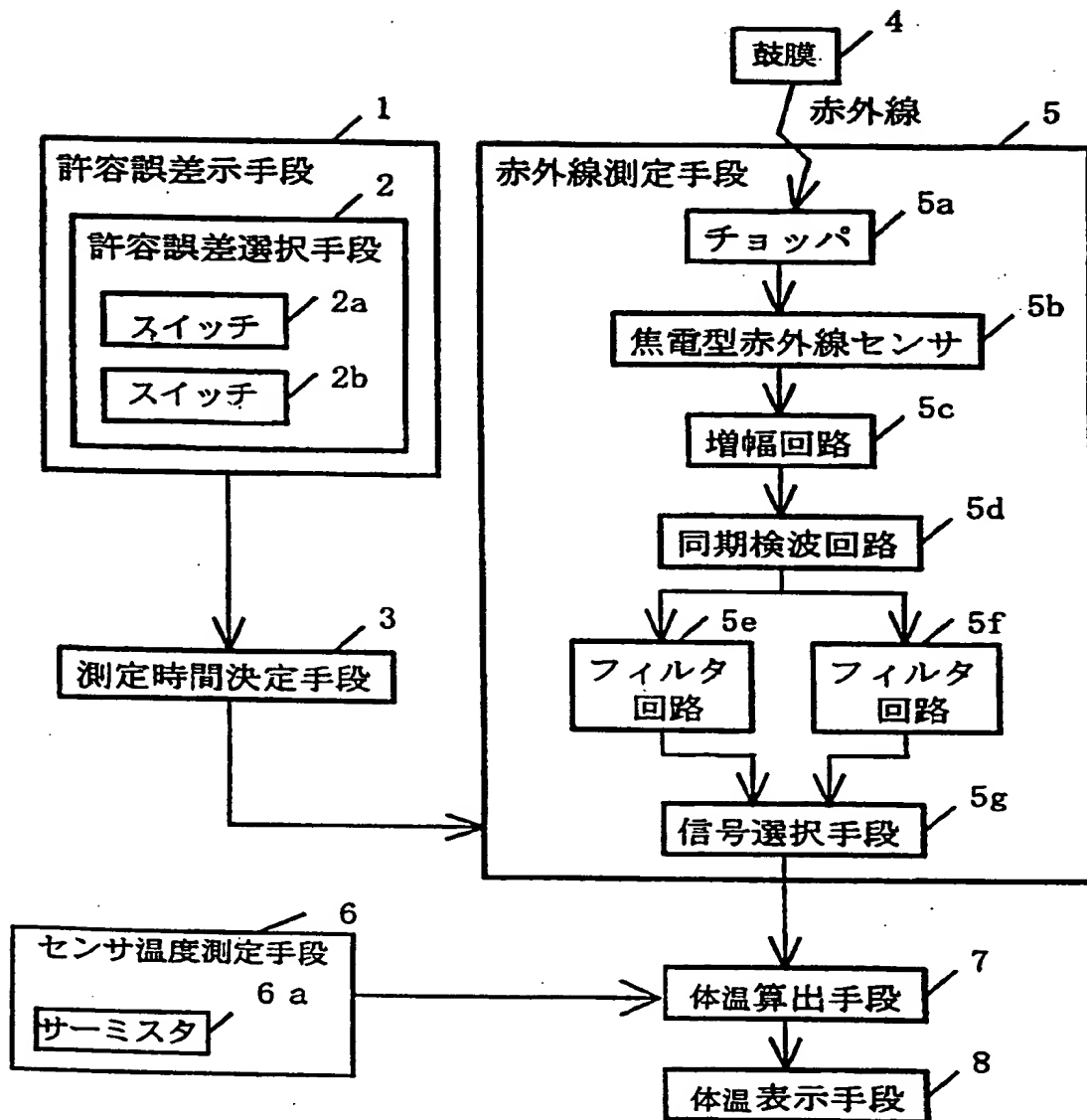
32. 関数値算出手段は第1の赤外線測定値算出手段の測定値をそのまま関数値とする構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

33. (補正後) 赤外線測定手段が赤外線を測定する回数よりも少ない回数だけ当該耳式婦人体温計の使用環境の温度を測定するセンサ温度測定手段を備え、体温算出手段は前記センサ温度測定手段により測定された温度を用いて体温を補正して算出する構成とした請求の範囲27に記載の耳式婦人体温計。

34. センサ温度測定手段は体温算出手段による体温の算出 1 回につき 1 度だけ使用環境の温度を測定する構成とした請求の範囲 33 に記載の耳式婦人体温計。

35. 赤外線を検出する赤外線センサと、赤外線センサからの信号によって体温を測

FIG. 1



2/53

FIG. 2

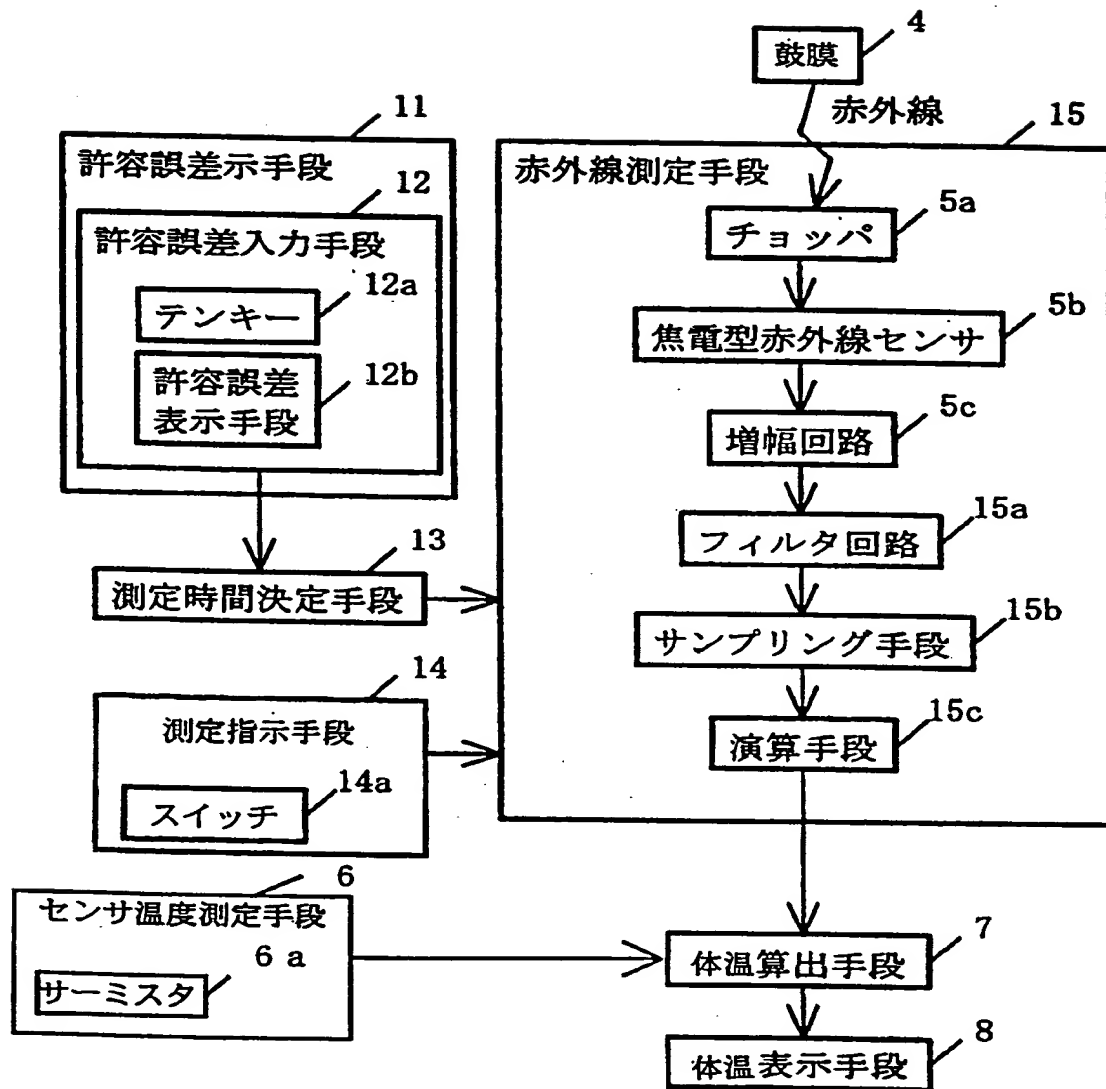


FIG. 3

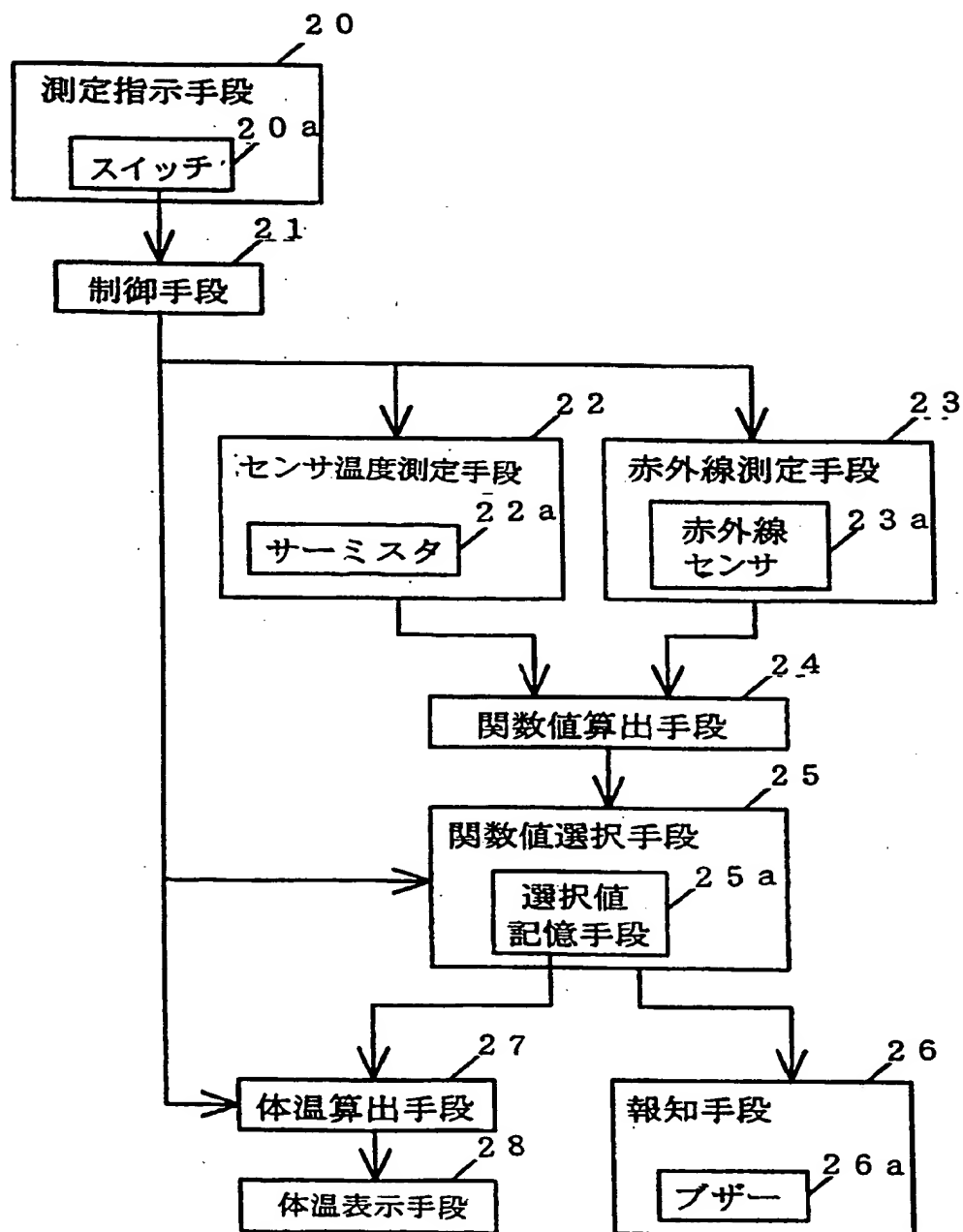
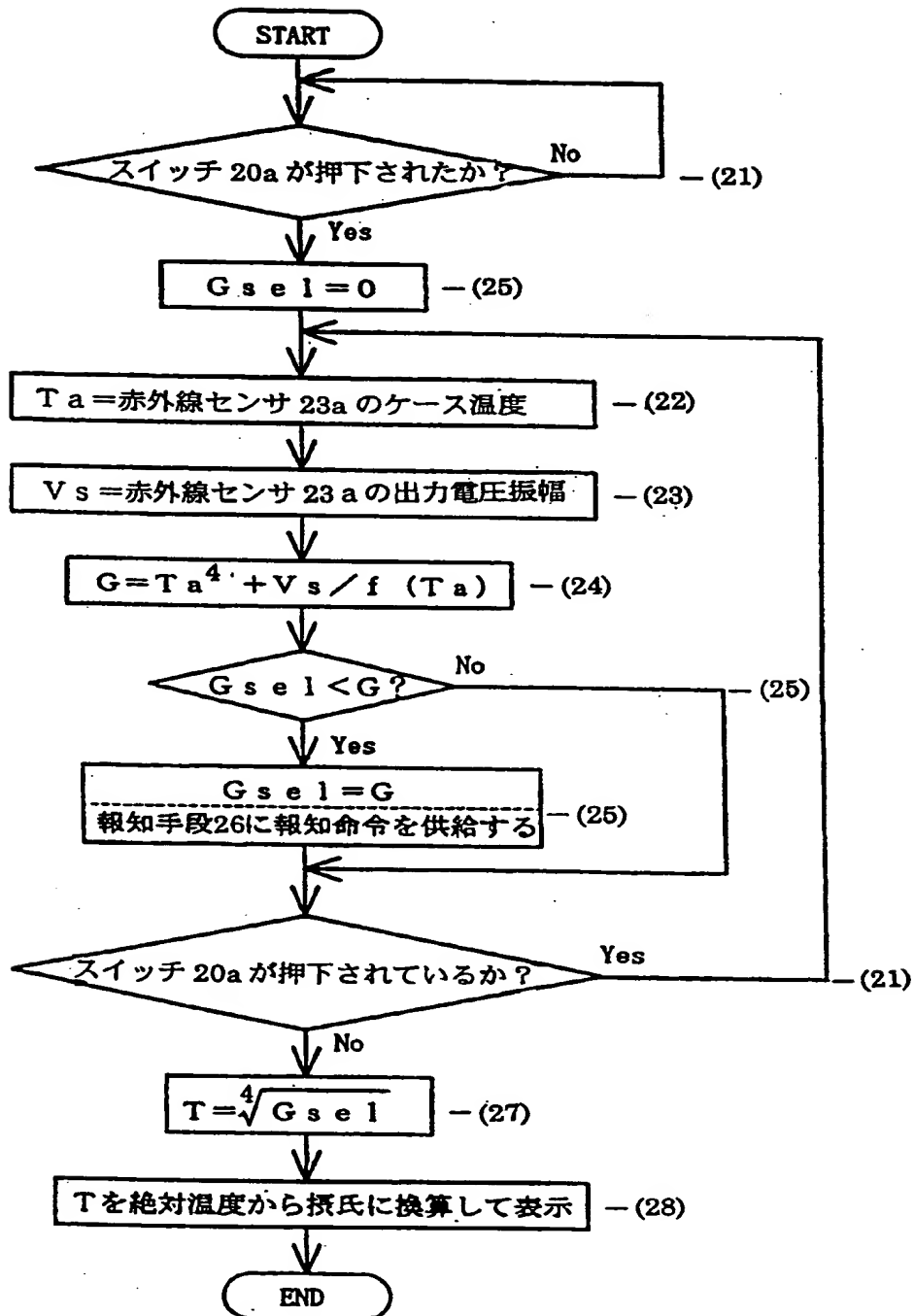


FIG. 4



5/53

FIG. 5

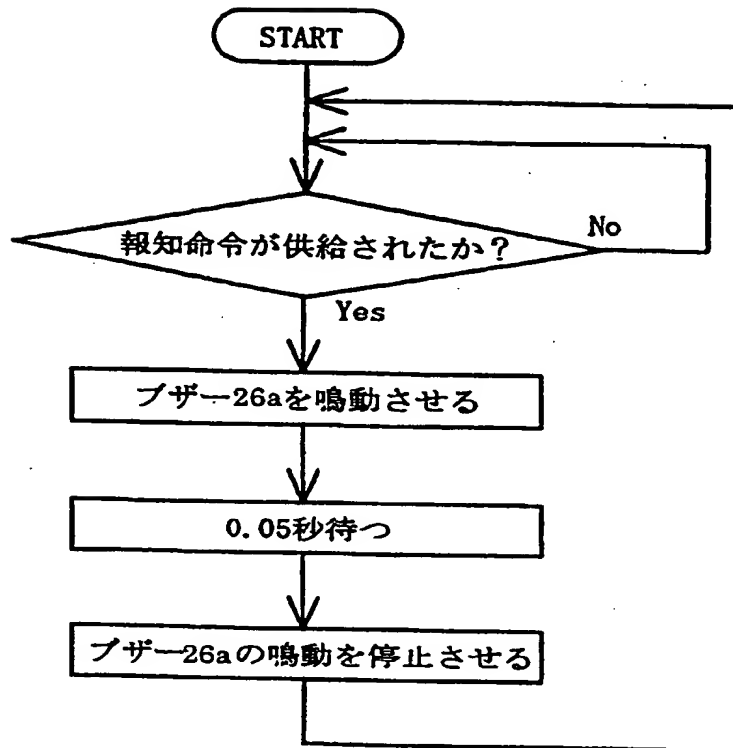


FIG. 6

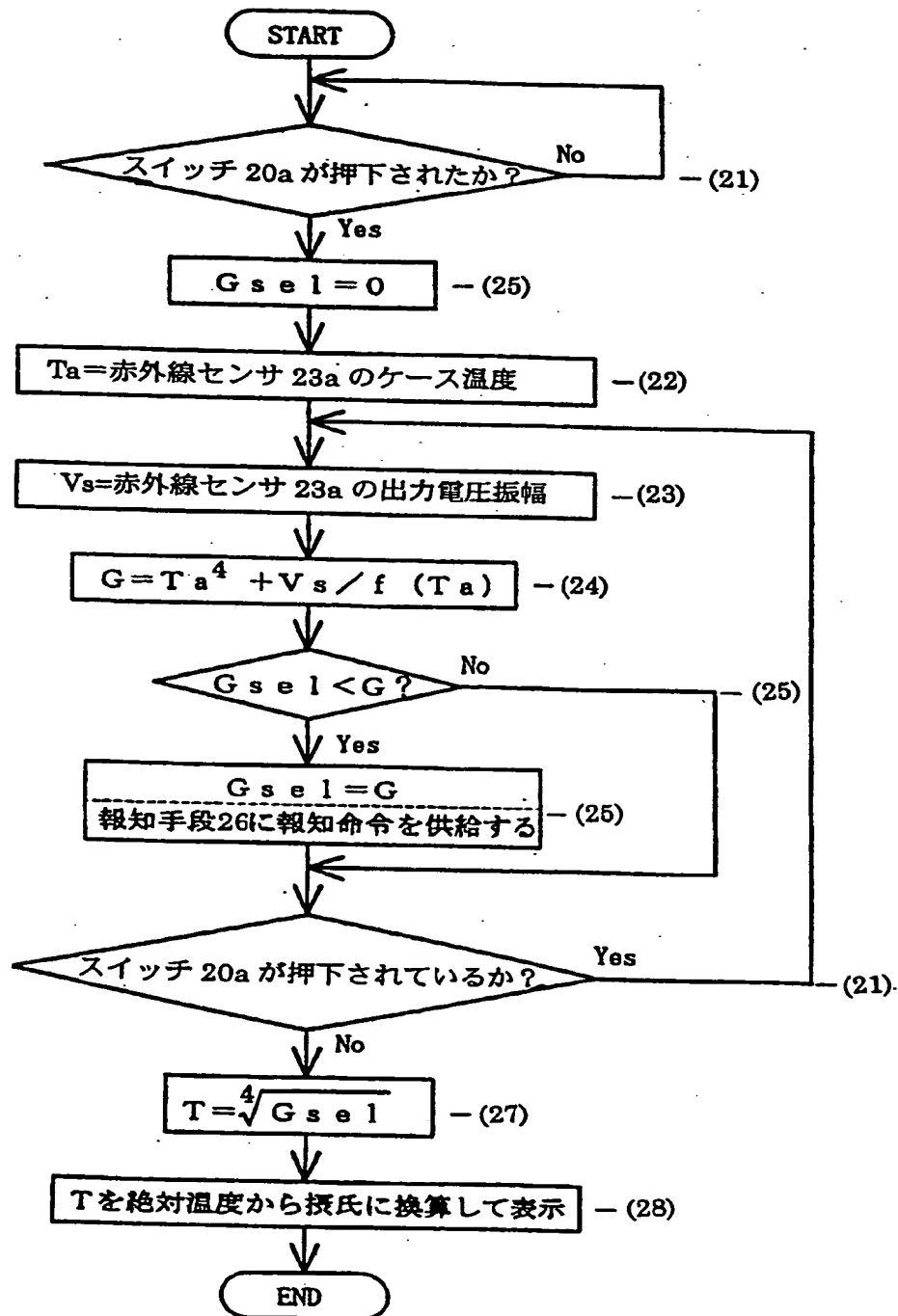


FIG. 7

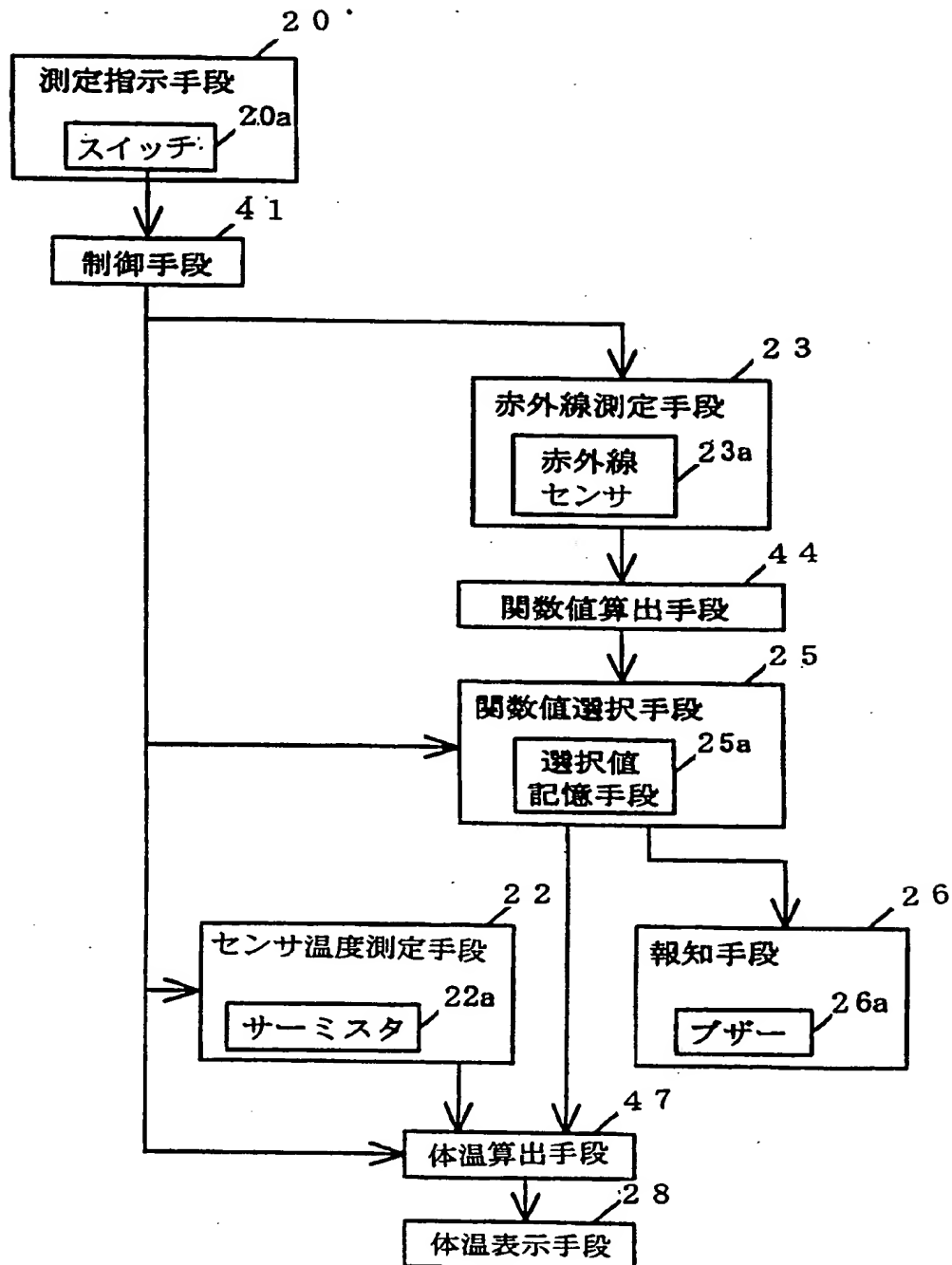
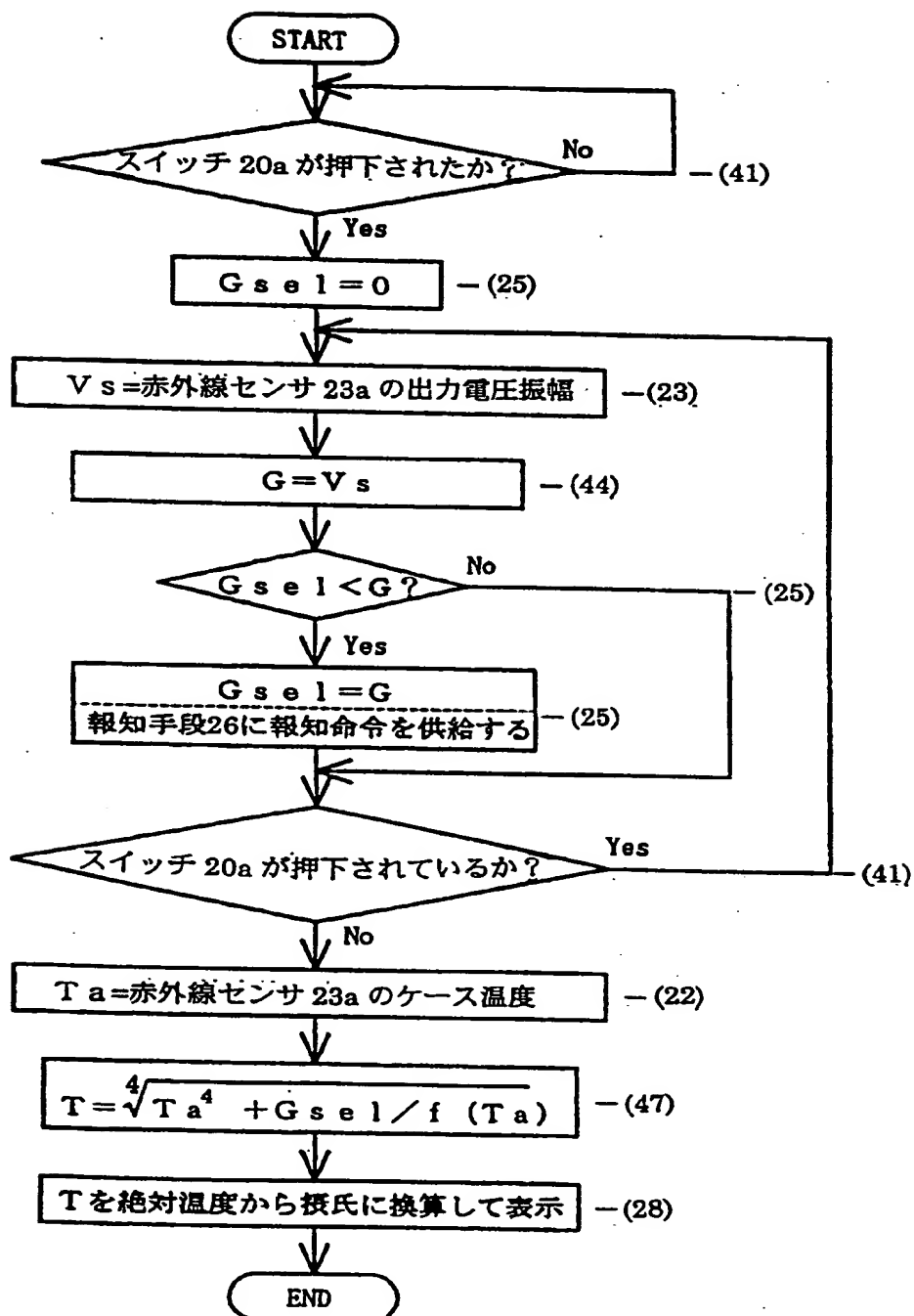
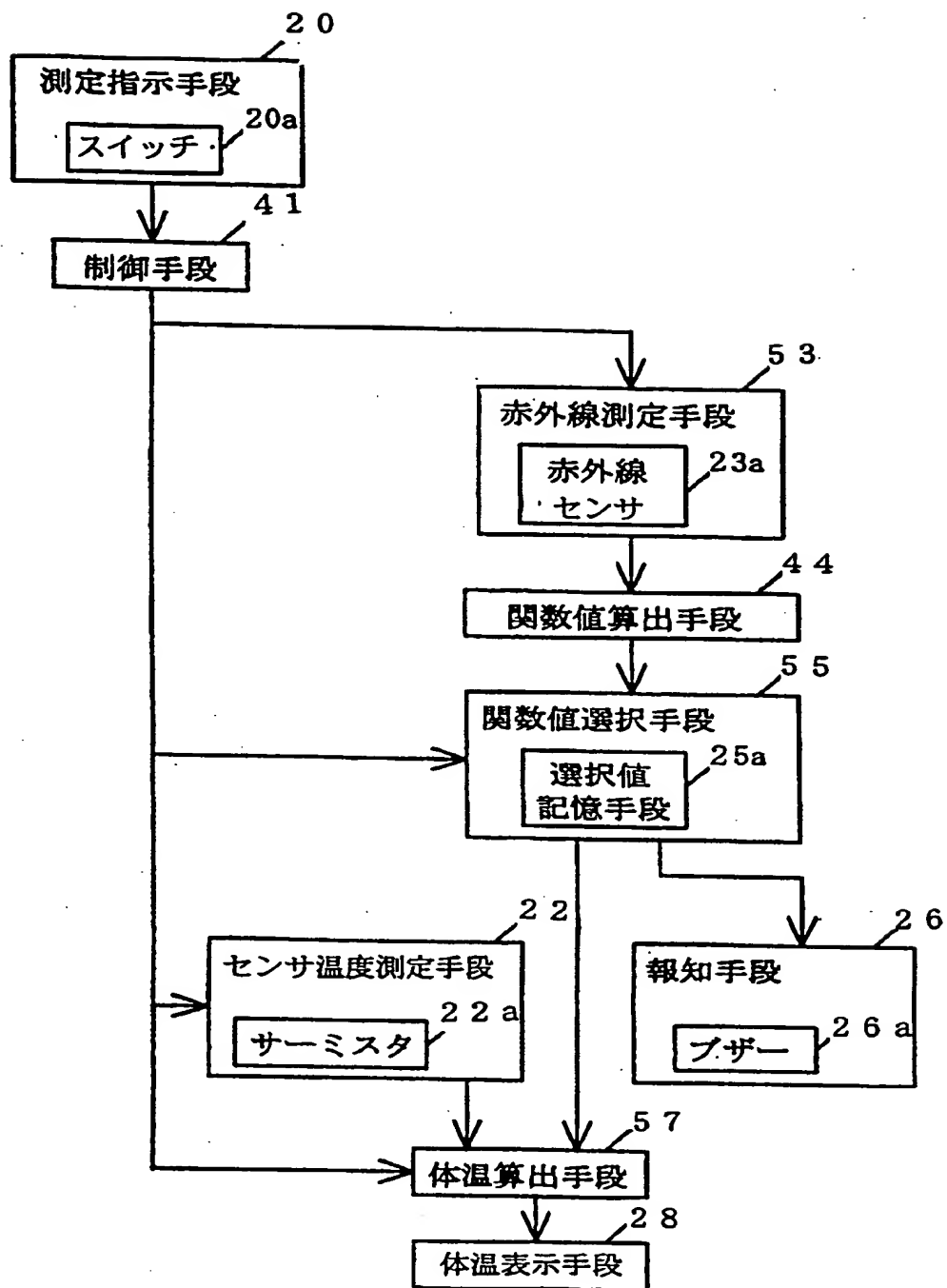


FIG. 8



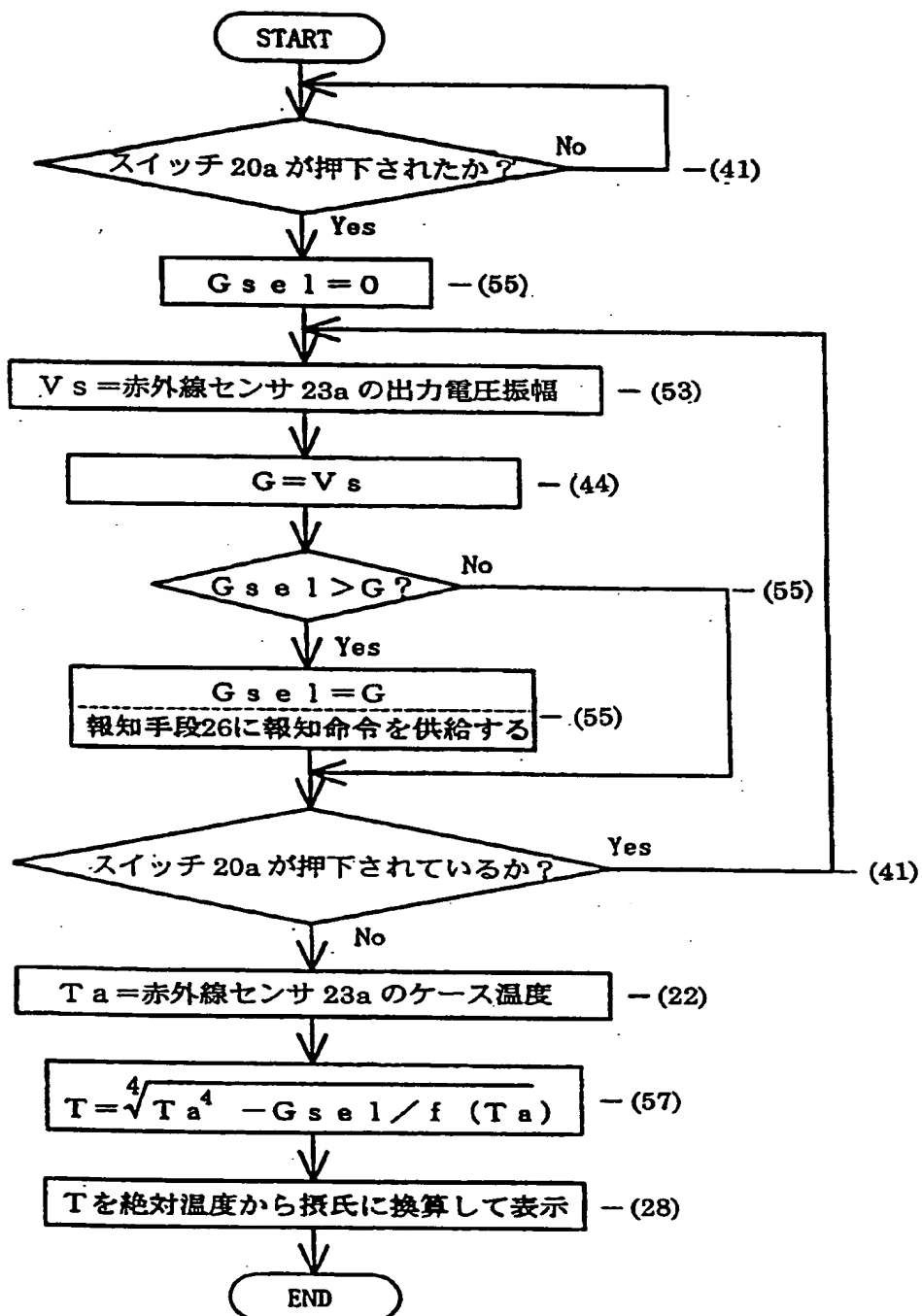
9/53

FIG. 9



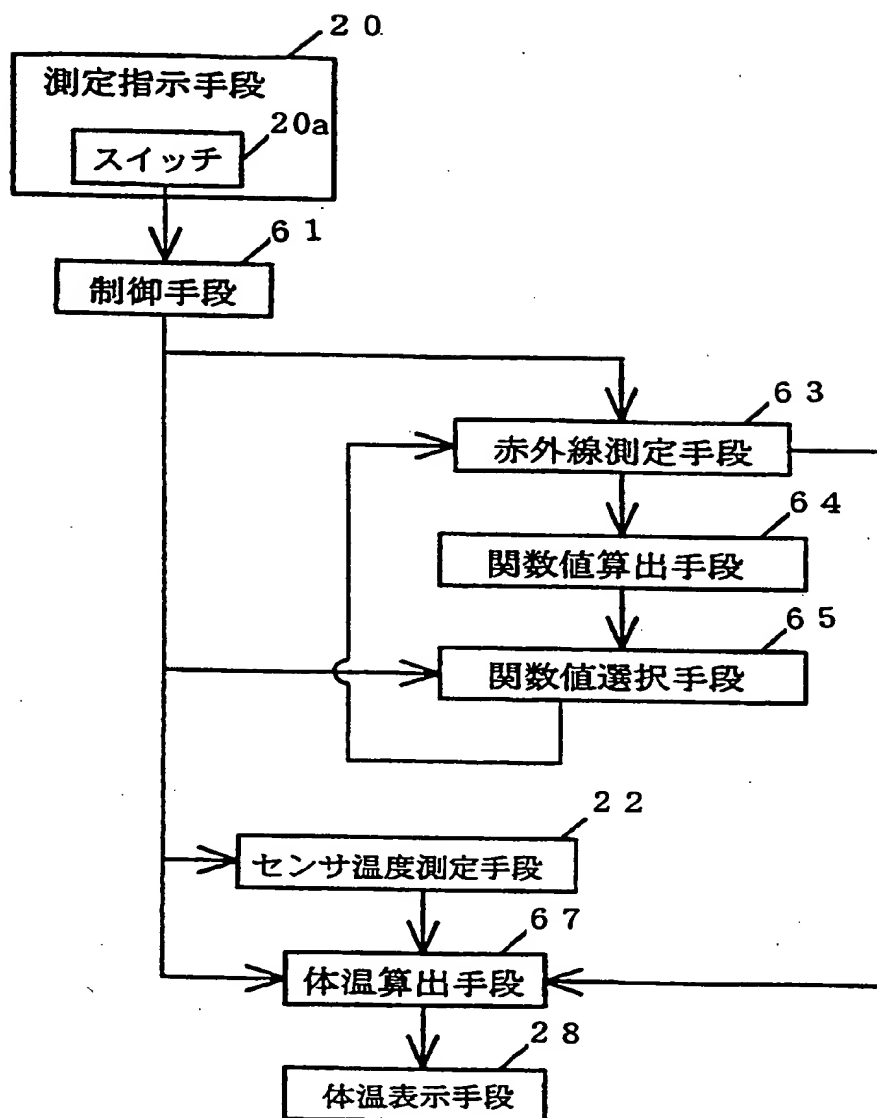
10/53

FIG. 10



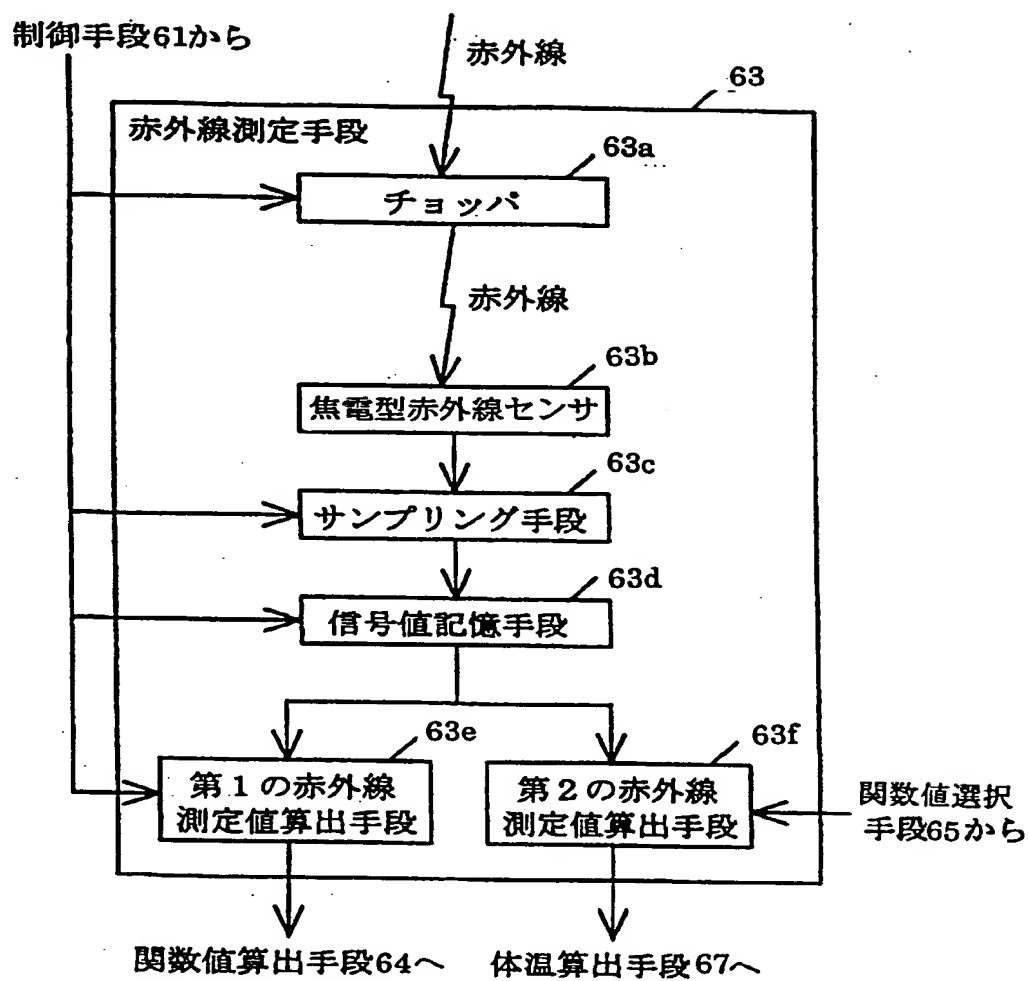
11/53

FIG. 11



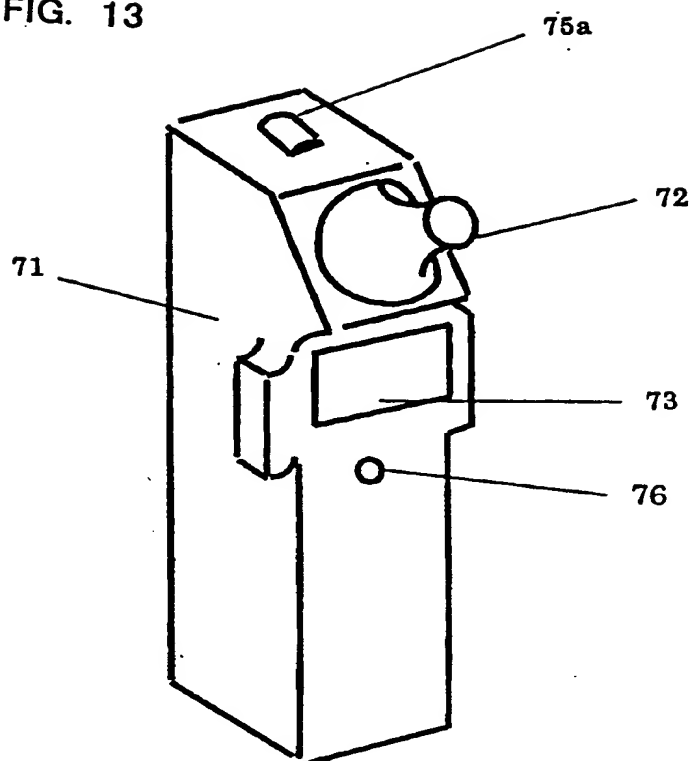
12/53

FIG. 12



13/53

FIG. 13



14/53

FIG. 14

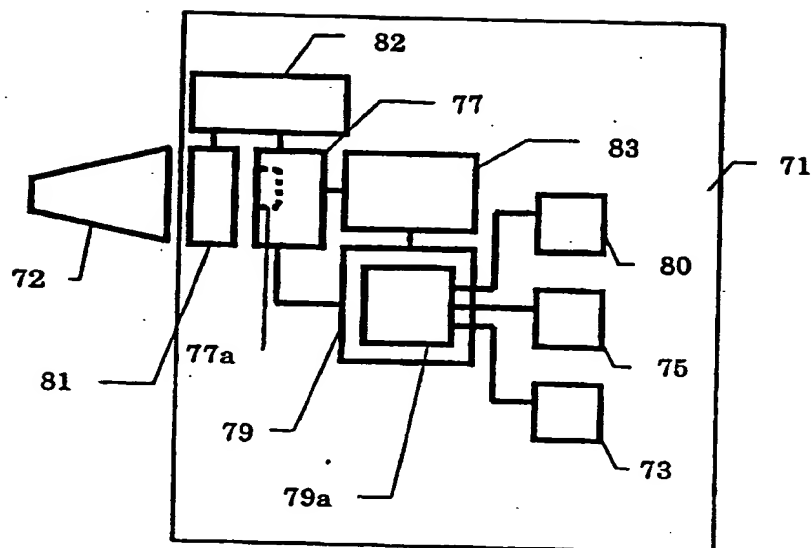
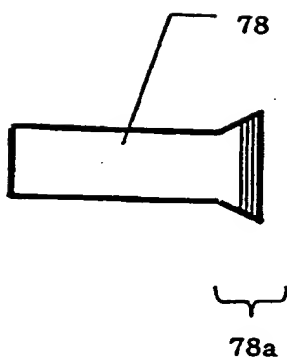


FIG. 15



15/53

FIG. 16

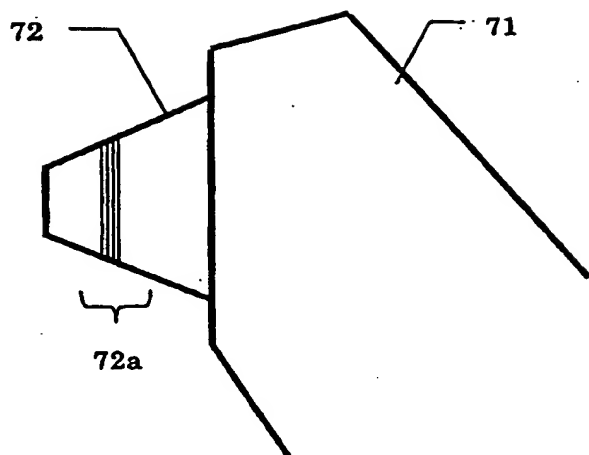


FIG. 17

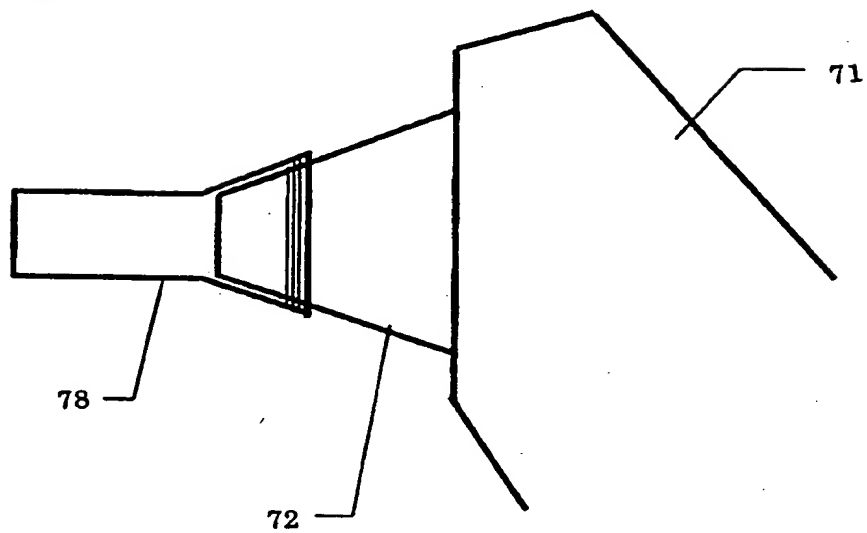


FIG. 18

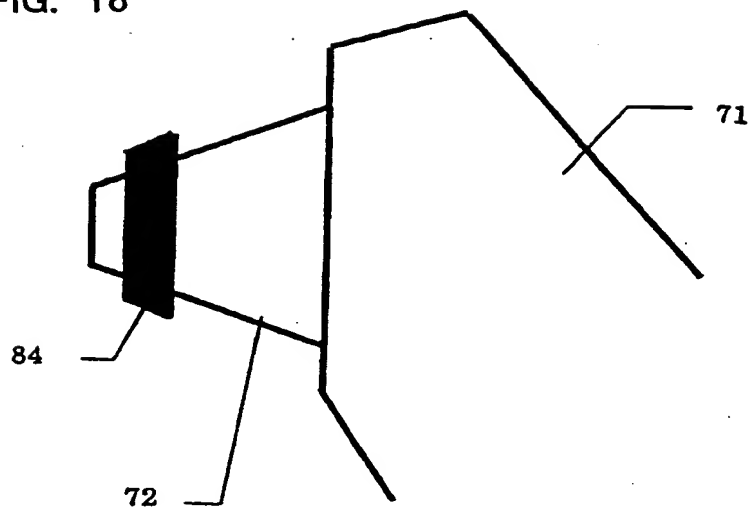
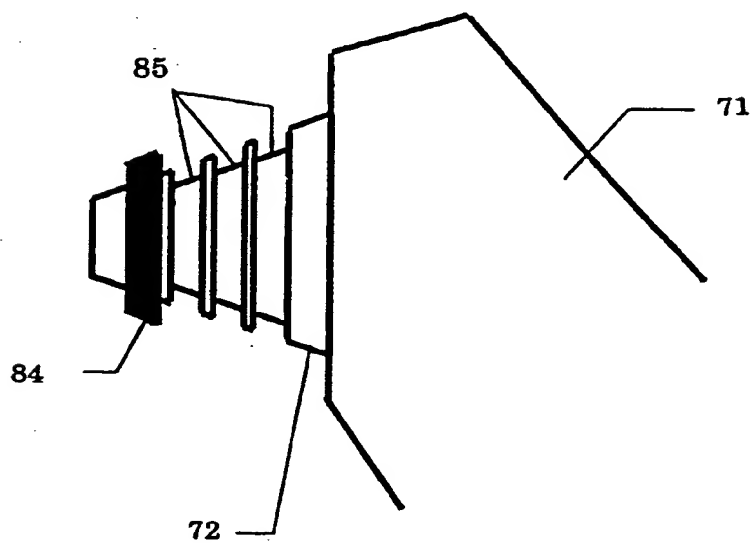


FIG. 19



17/53

FIG. 20

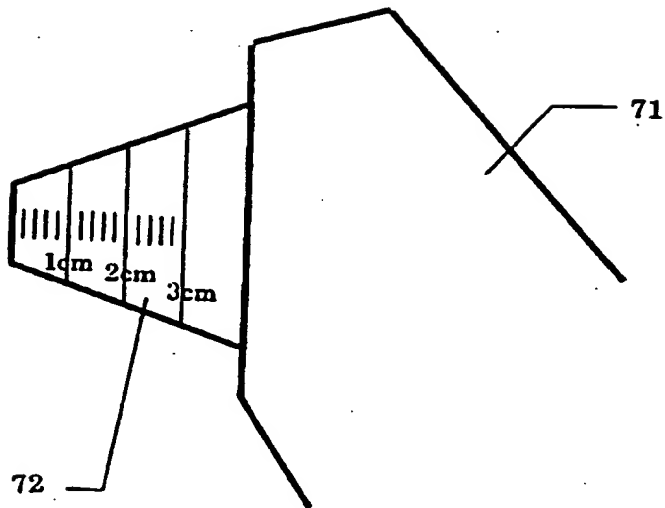
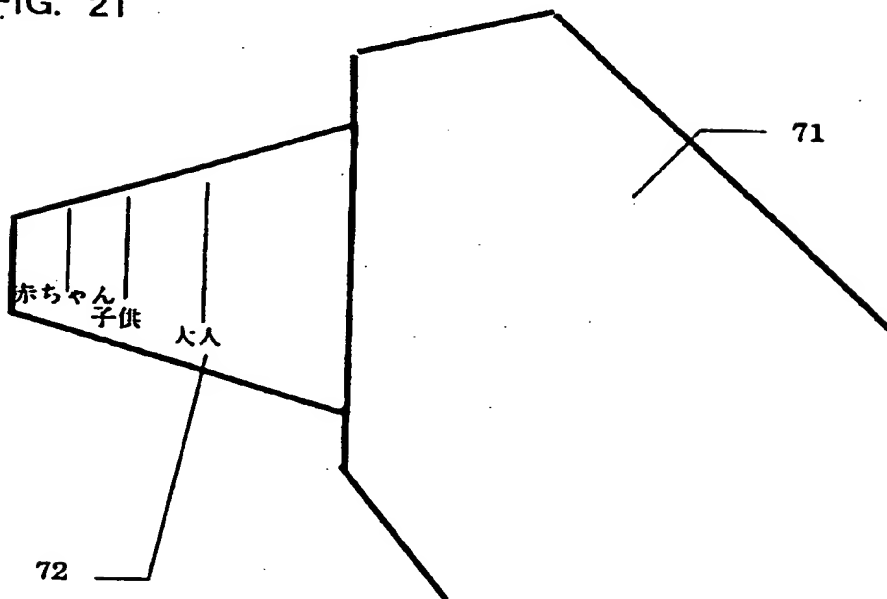
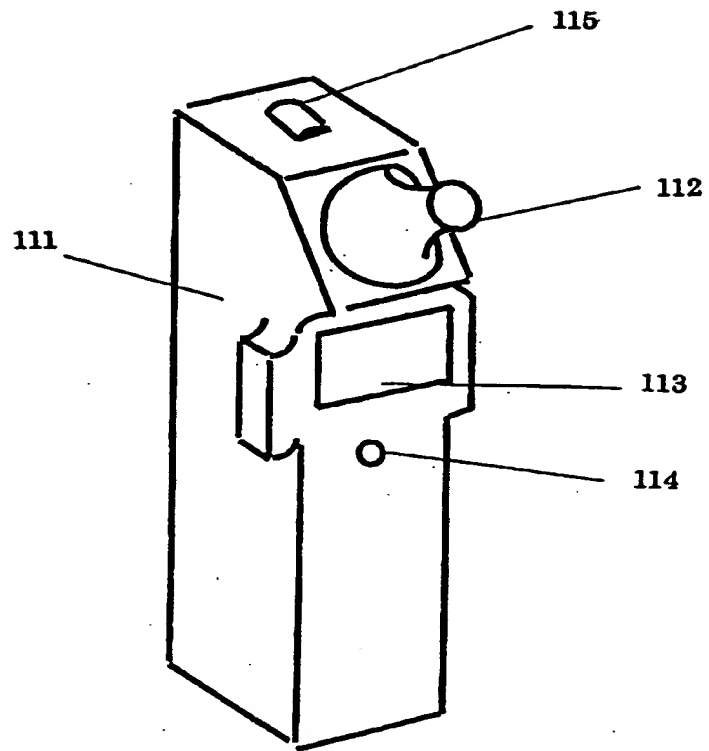


FIG. 21



18/53

FIG. 22



19/53

FIG. 23

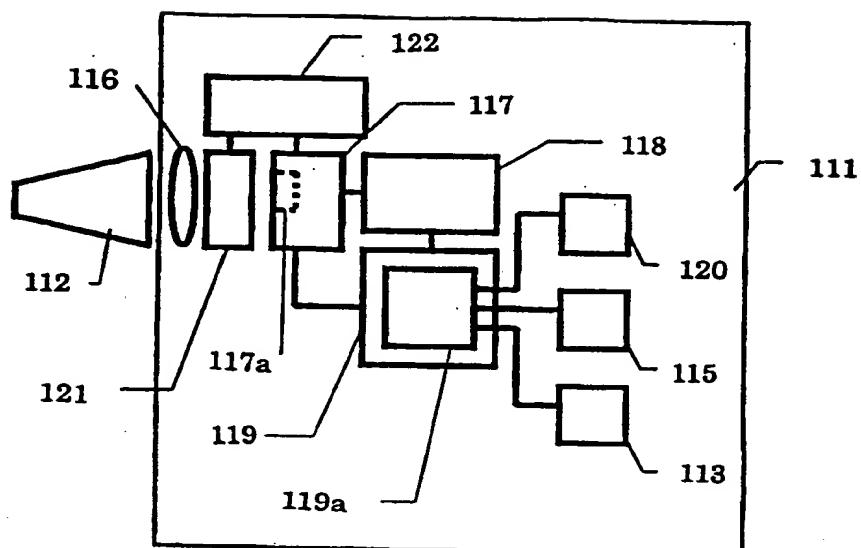
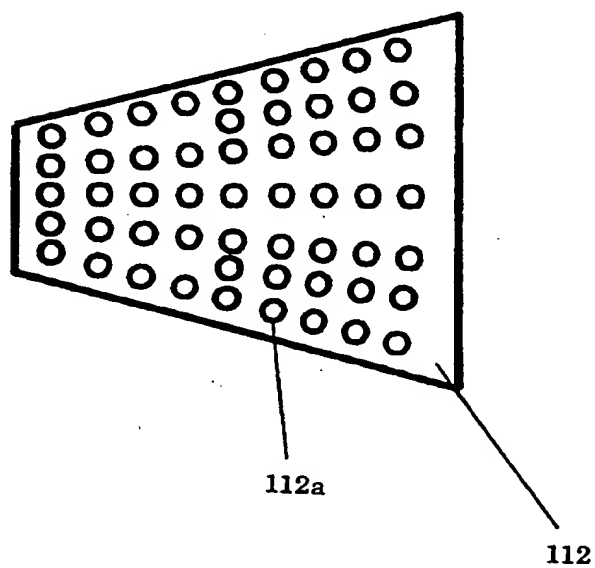


FIG. 24



20/53

FIG. 25

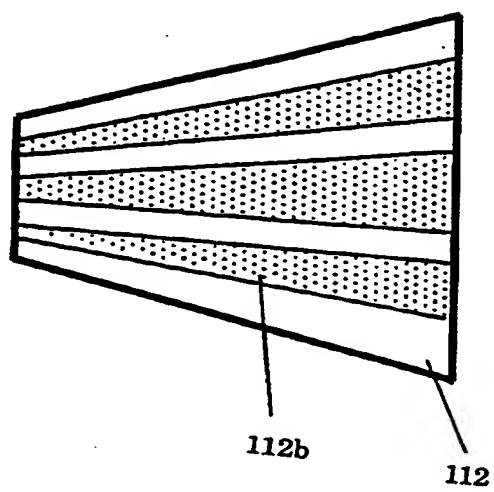


FIG. 26

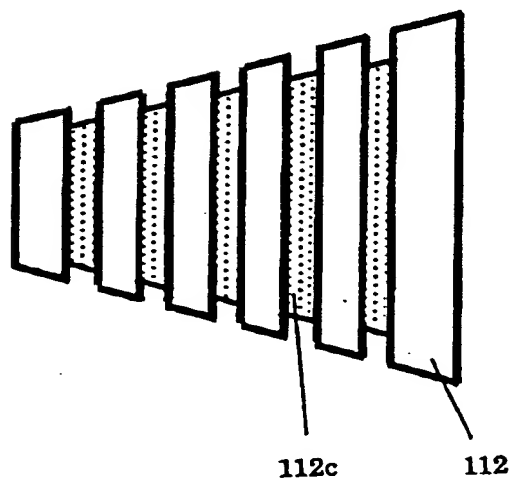


FIG. 27

21/53

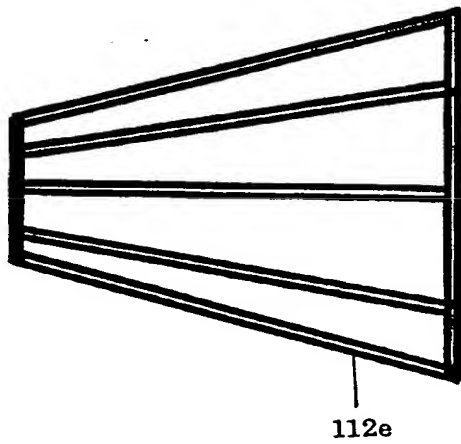
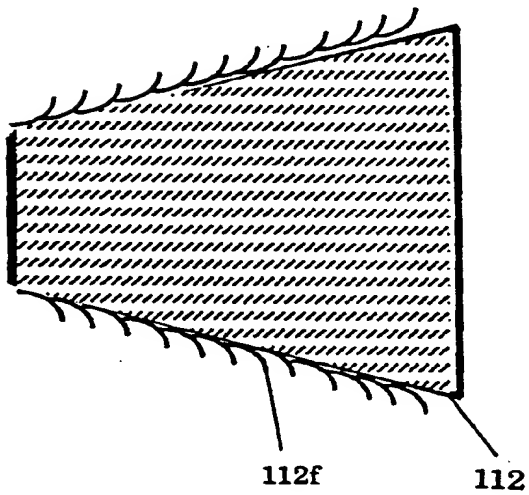
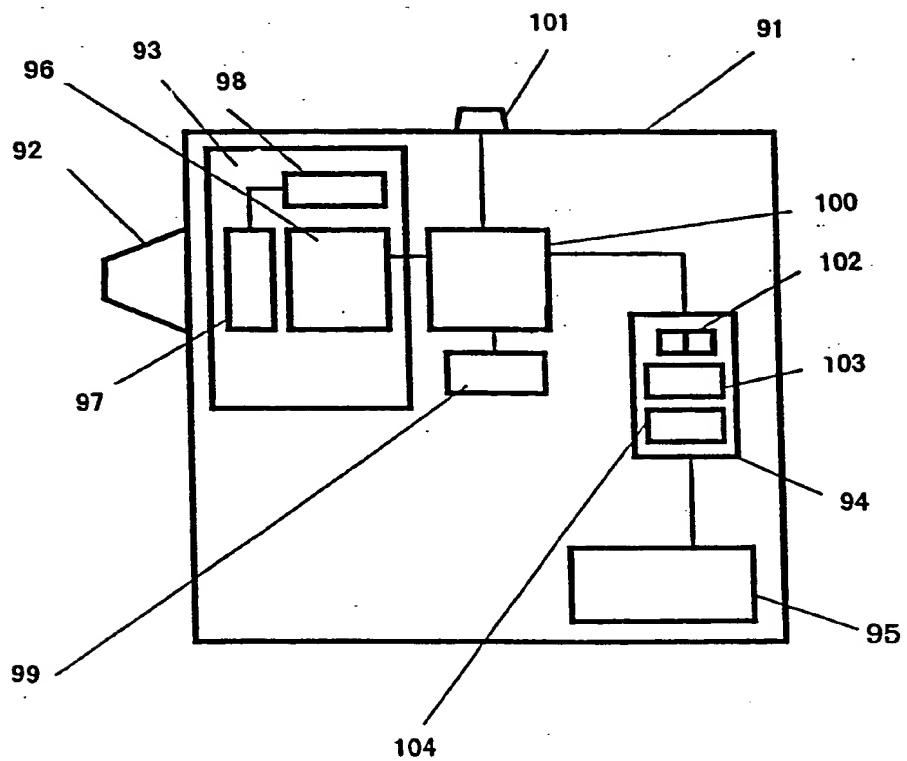


FIG. 28



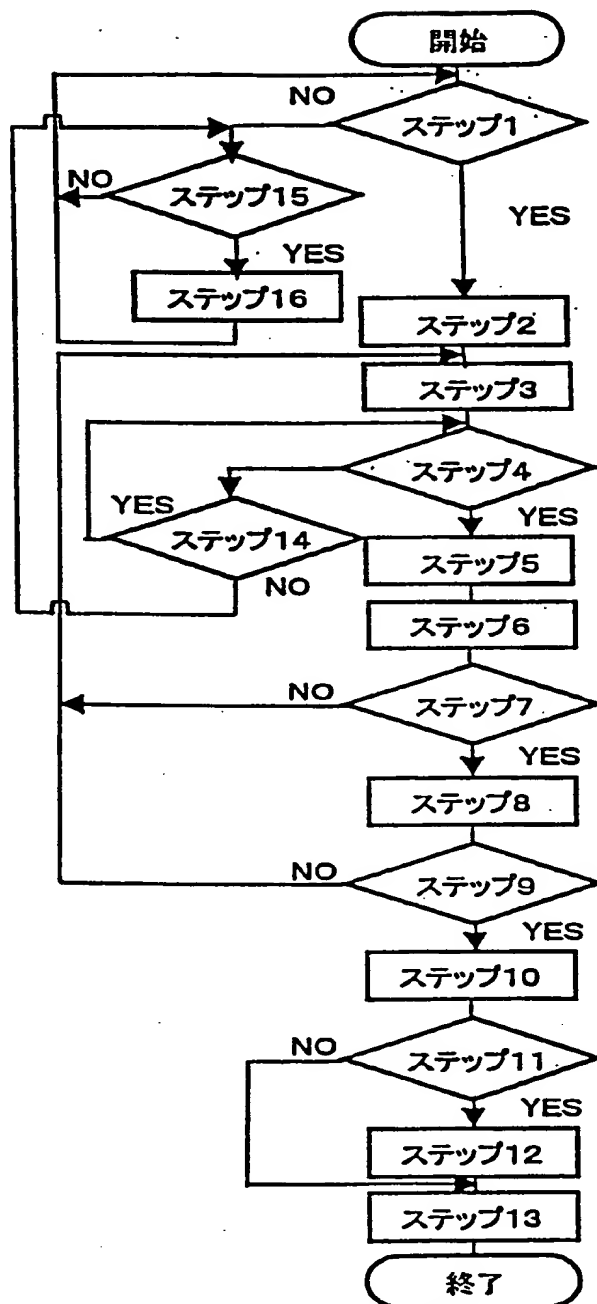
22/53

FIG. 29



23/53

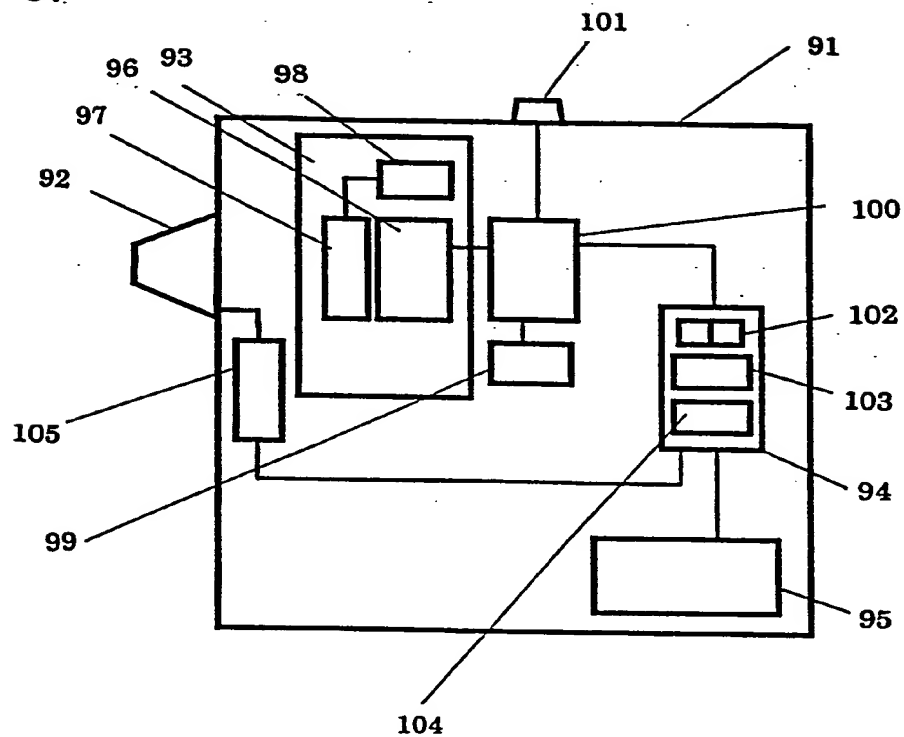
FIG. 30



- ステップ1 モード切り換えスイッチ
プローブ選択モード側？
- ステップ2 耳式婦人体温計本体装着する
プローブ番号 ← 1
測定回数 ← 5
- ステップ3 耳式婦人体温計本体装着する
プローブ番号と測定回数の報知
- ステップ4 測定指示手段Push？
- ステップ5 耳孔内体温測定及び報知
- ステップ6 測定回数 ← 測定回数 - 1
- ステップ7 測定回数 ≤ 0？
- ステップ8 プローブ番号 ← プローブ番号 + 1
測定回数 ← 5
- ステップ9 耳式婦人体温計本体装着する
プローブ番号 ≥ 6？
- ステップ10 各プローブ番号に付き平均値と
最高値 - 最低値(幅)の計算
- ステップ11 平均値が最高のプローブ番号の
幅 ≤ 0.2？
- ステップ12 最適プローブ番号の報知
- ステップ13 平均値最高のプローブ番号
から順に、プローブ番号、平均値、
幅の報知
- ステップ14 モード切り換えスイッチ
プローブ選択モード側？
- ステップ15 測定指示手段Push？
- ステップ16 耳孔内体温測定及び報知

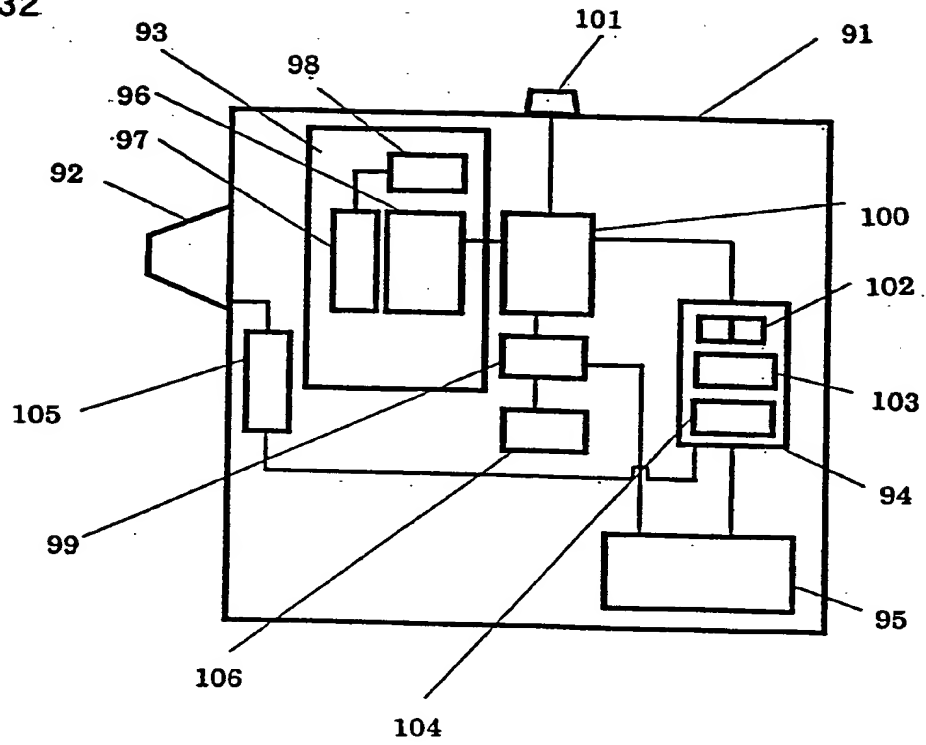
24/53

FIG. 31.



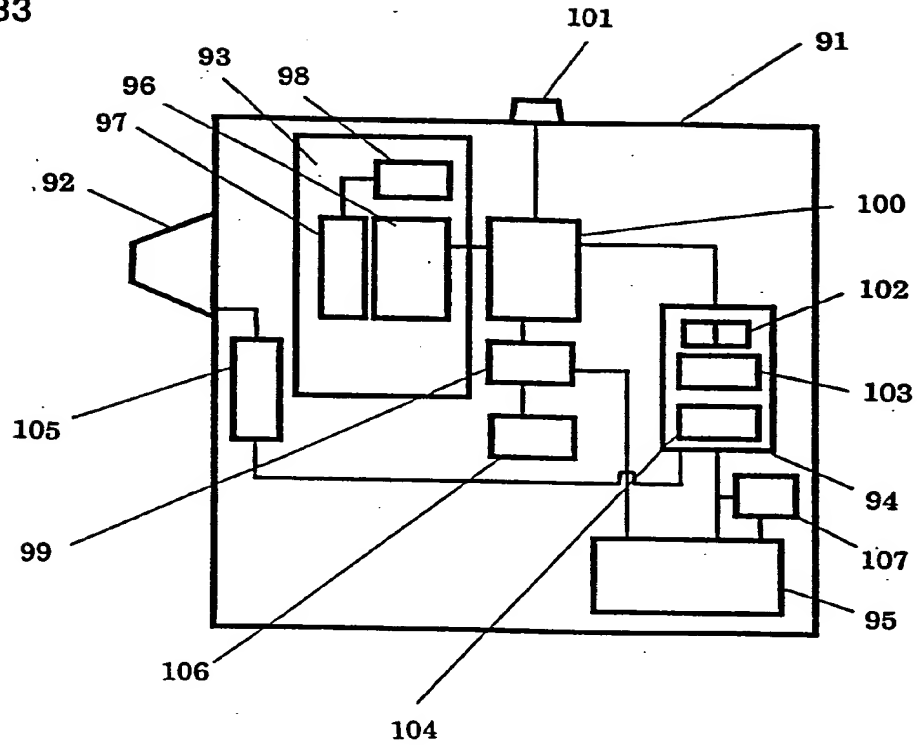
25/53

FIG. 32



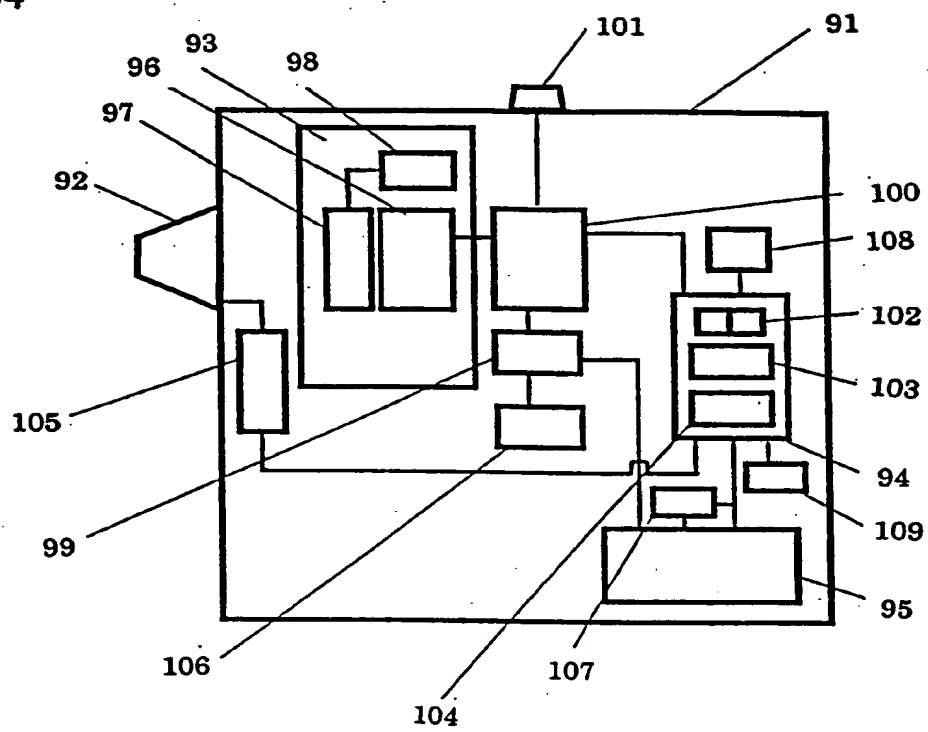
26/53

FIG. 33



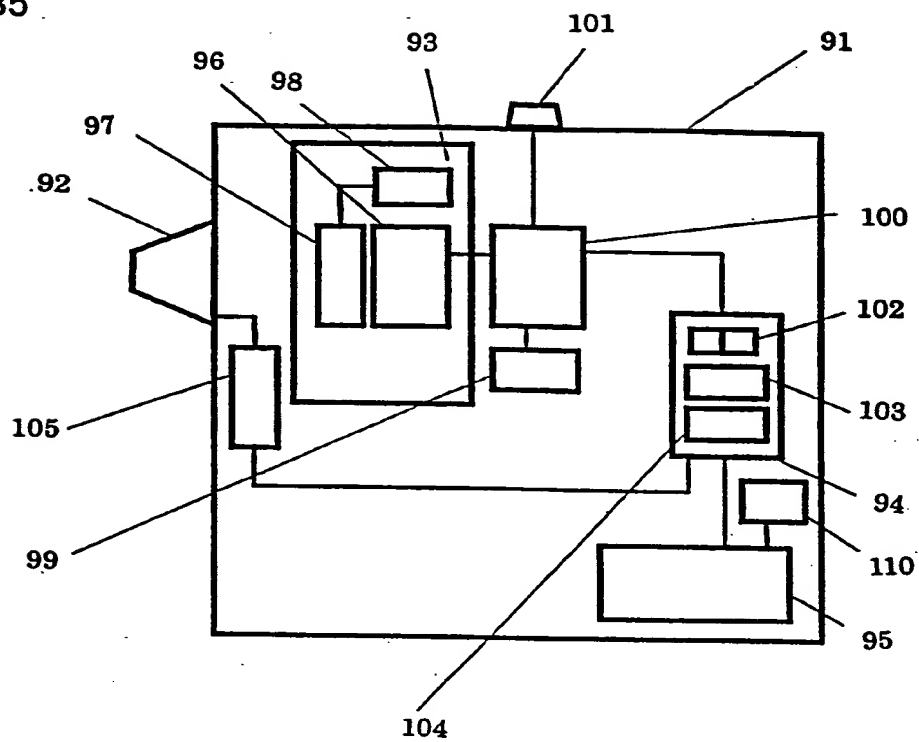
27/53

FIG. 34



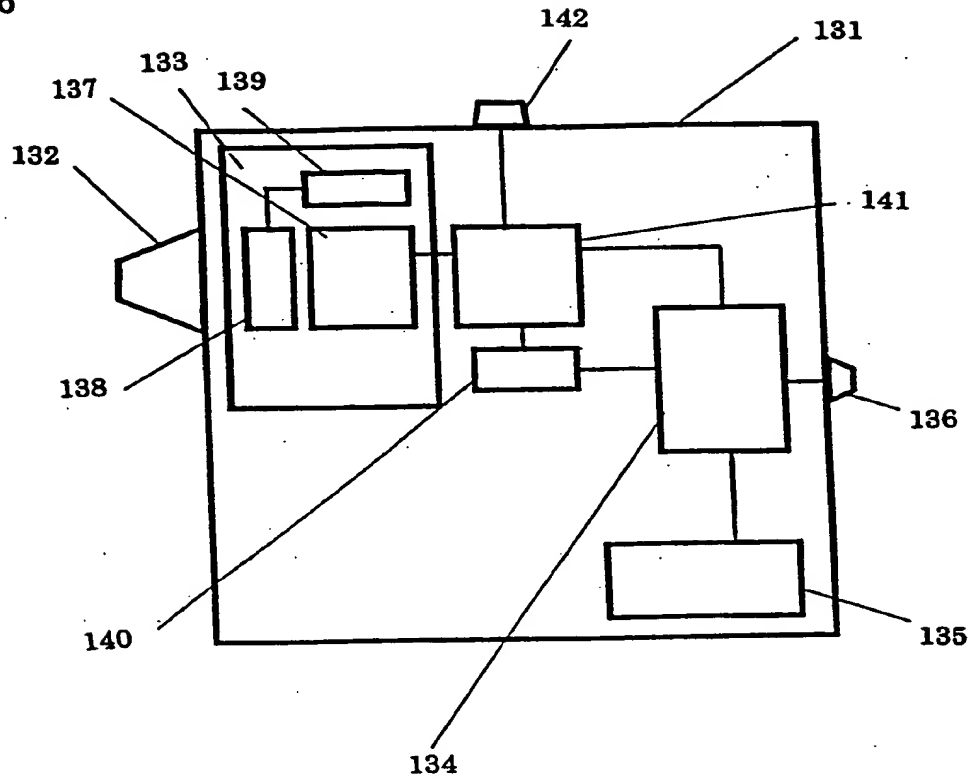
28/53

FIG. 35



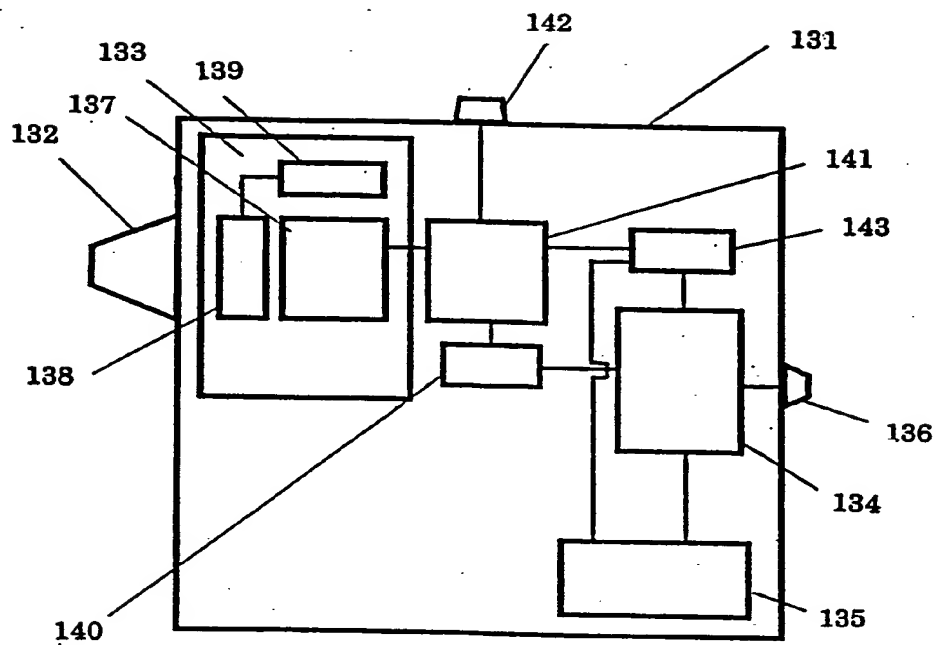
29/53

FIG. 36



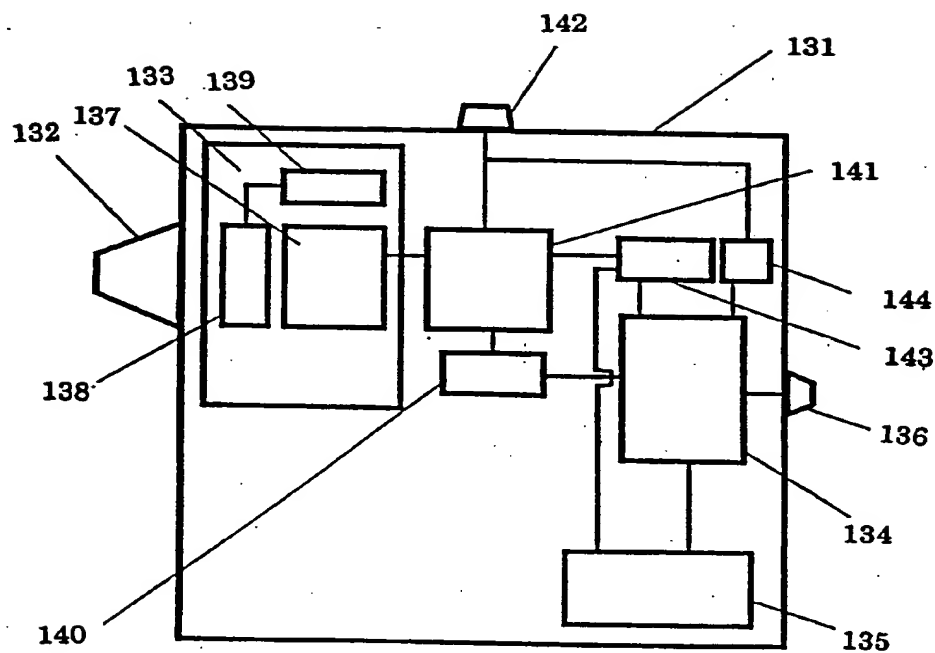
30/53

FIG. 37



31/53

FIG. 38



32/53

FIG. 39

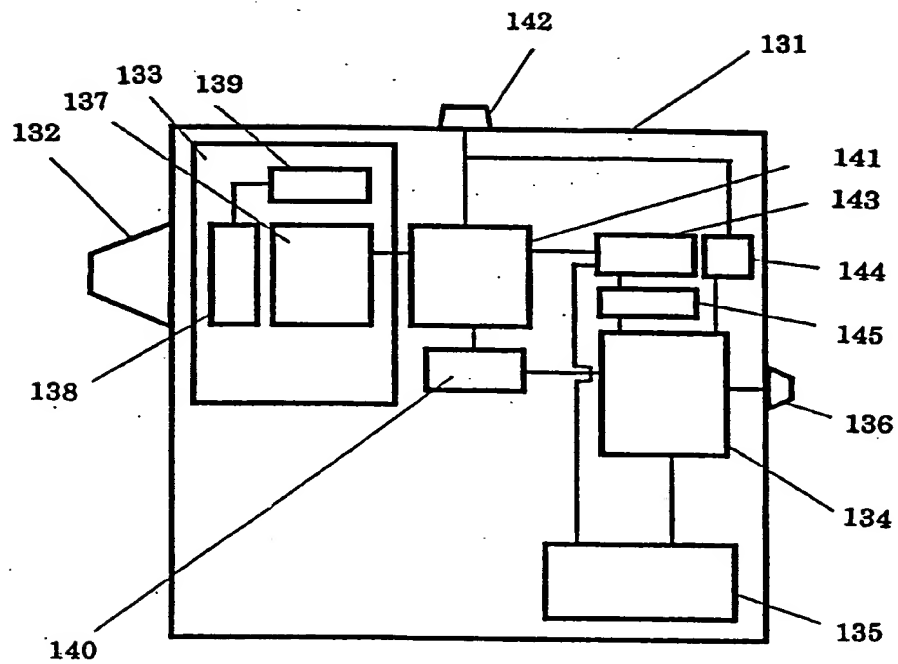
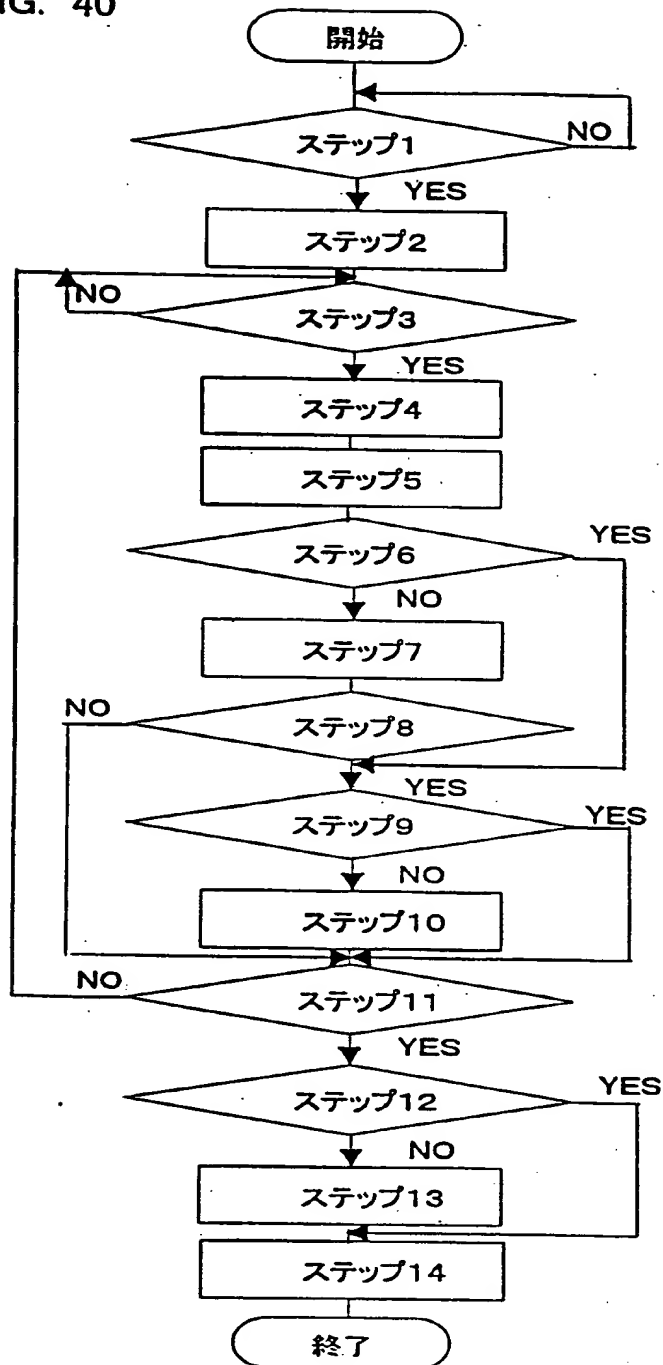


FIG. 40



ステップ1 電源入／切スイッチ入？

ステップ2 連続測定回数報知

ステップ3 測定指示手段push？

ステップ4 耳孔内体温測定

ステップ5 今回測定値、最高値、
測定値ばらつき、連続
測定回数残数報知

ステップ6 連続測定回数残数＝0？

ステップ7 連続測定回数残数＝
連続測定回数残数－1

ステップ8 連続測定回数残数＝0？

ステップ9 測定値ばらつき＝OK？

ステップ10 連続測定回数残数＝
連続測定回数残数＋1

ステップ11 電源入／切スイッチ切？

ステップ12 連続測定回数残数＝0？

ステップ13 注意喚起報知

ステップ14 電源切

34/53

FIG. 41

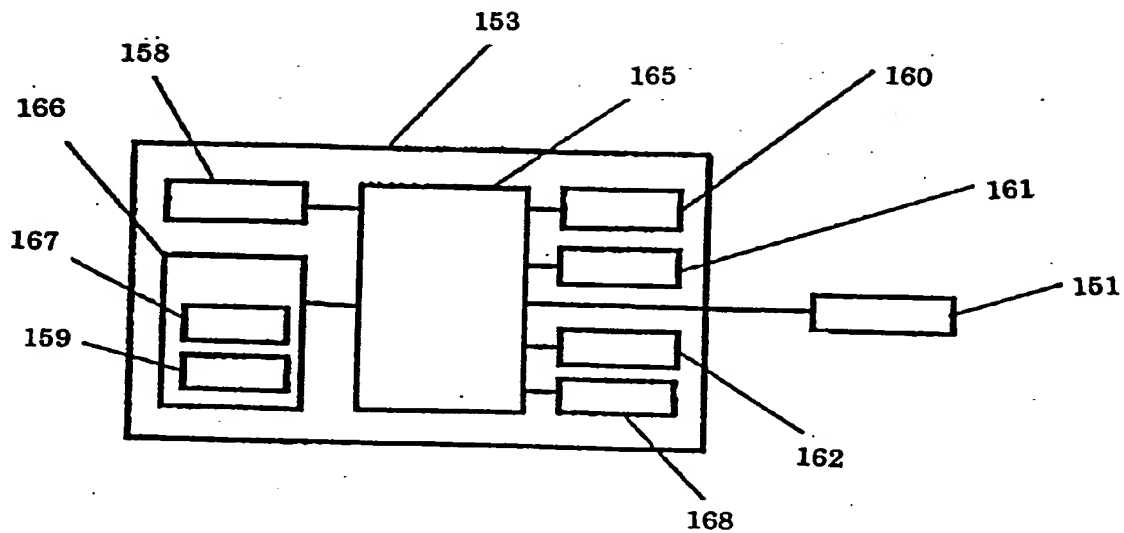
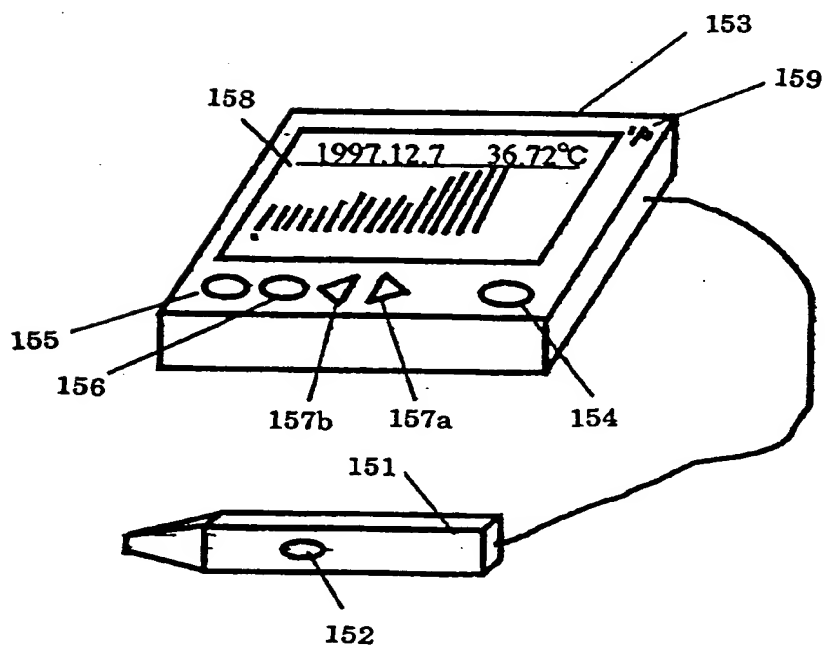


FIG. 42



35/53

FIG. 43

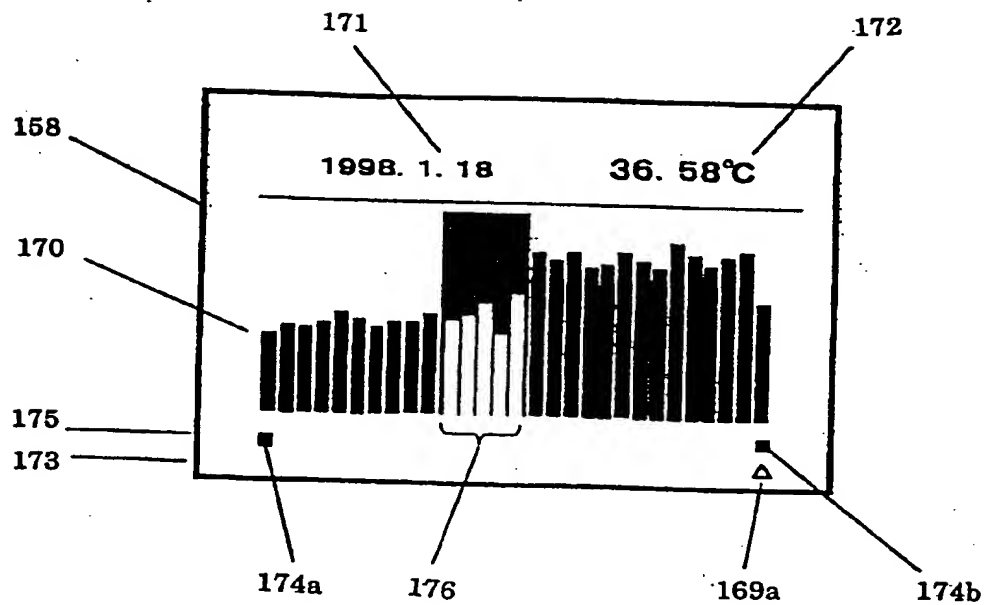


FIG. 44

158

177

178

出産希望日 ----年--月頃

該当排卵日 ----年 --月 --日頃

36/53

FIG. 45

158

177

178

出産希望日 1999年 4月頃

該当排卵日 1998年 7月 18日頃

FIG. 46

158

177

178

179

出産希望日 1999年 4月頃

変更 該当排卵日 1998年 7月 14日頃

37/53

FIG. 47

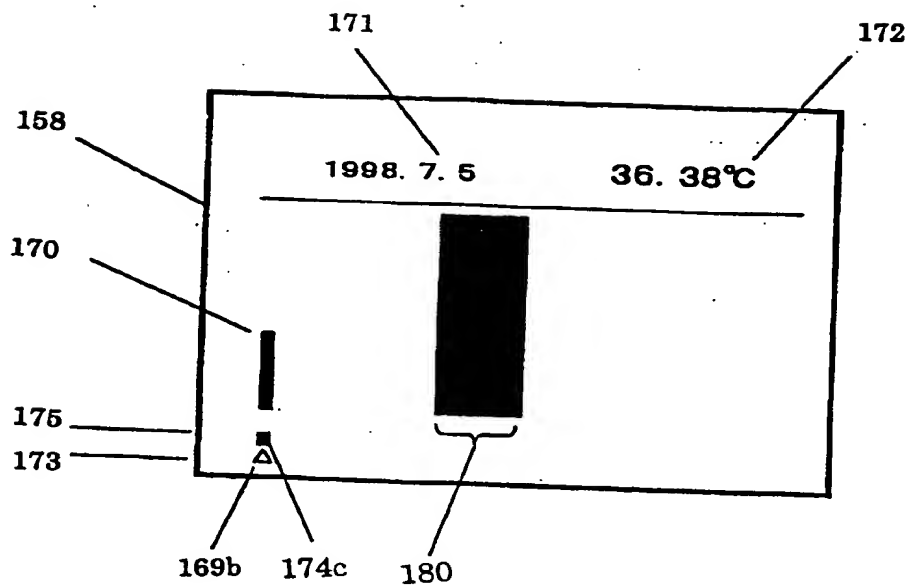
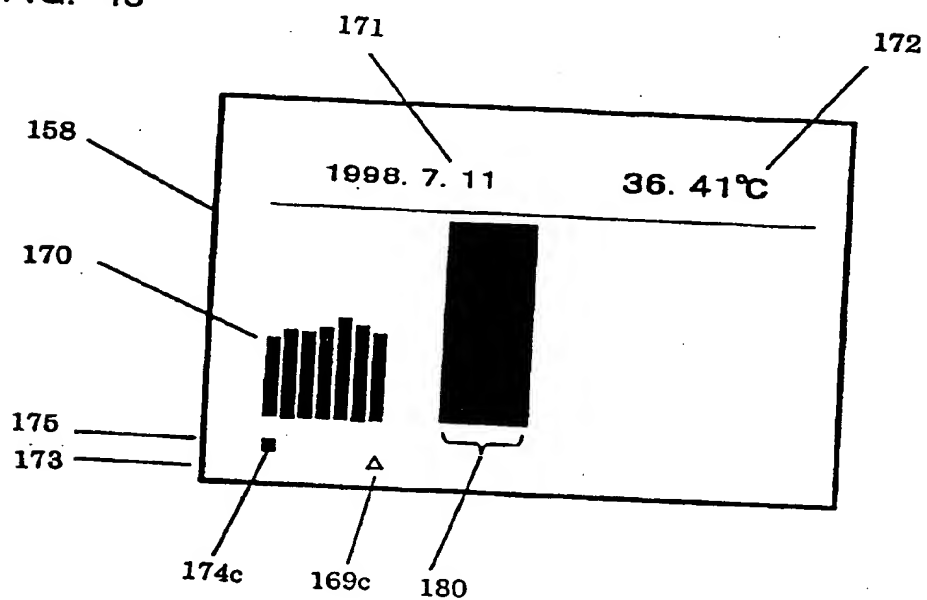


FIG. 48



38/53

FIG. 49

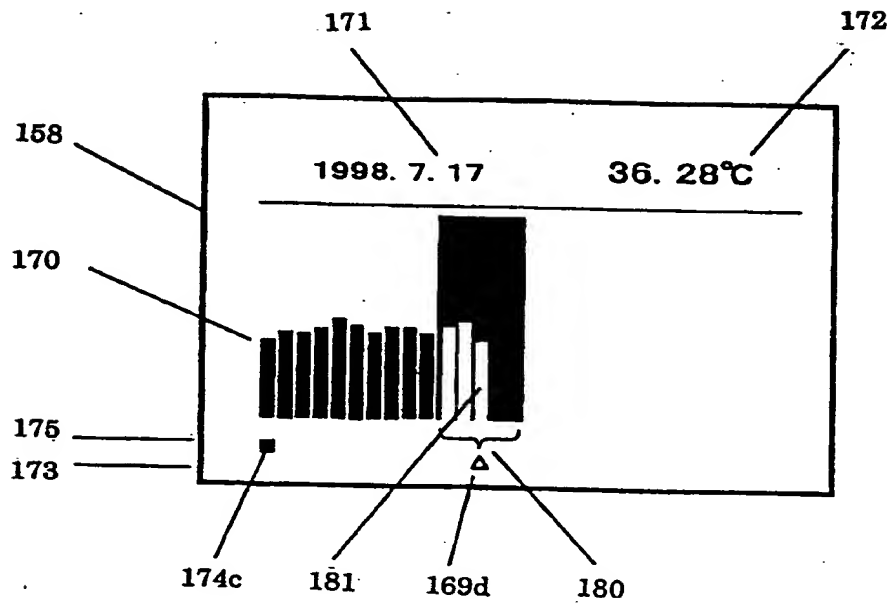
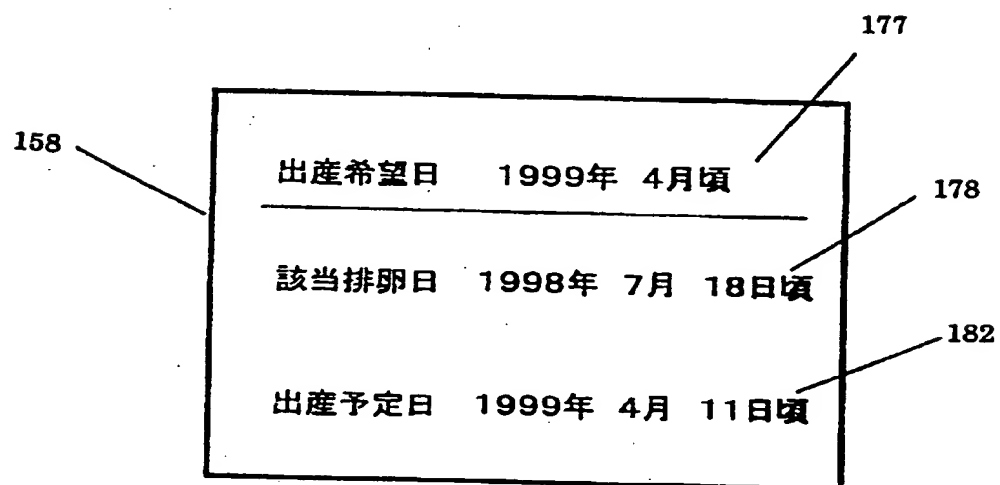


FIG. 50



39/53

FIG. 51

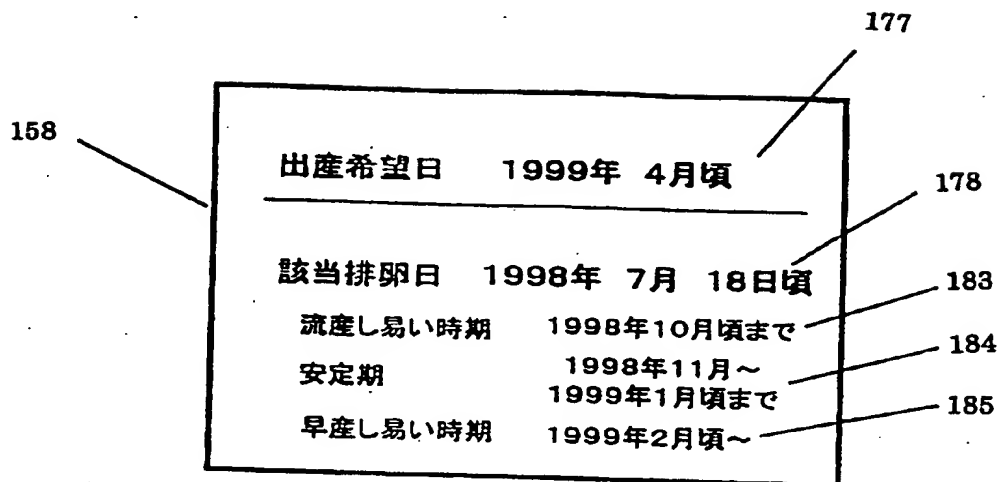
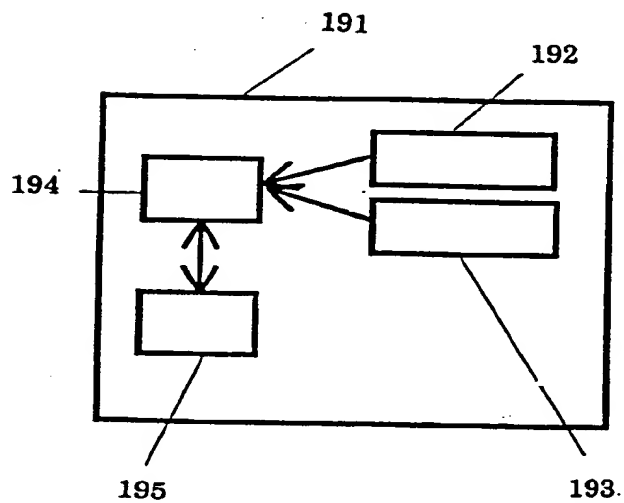


FIG. 52



40/53

FIG. 53

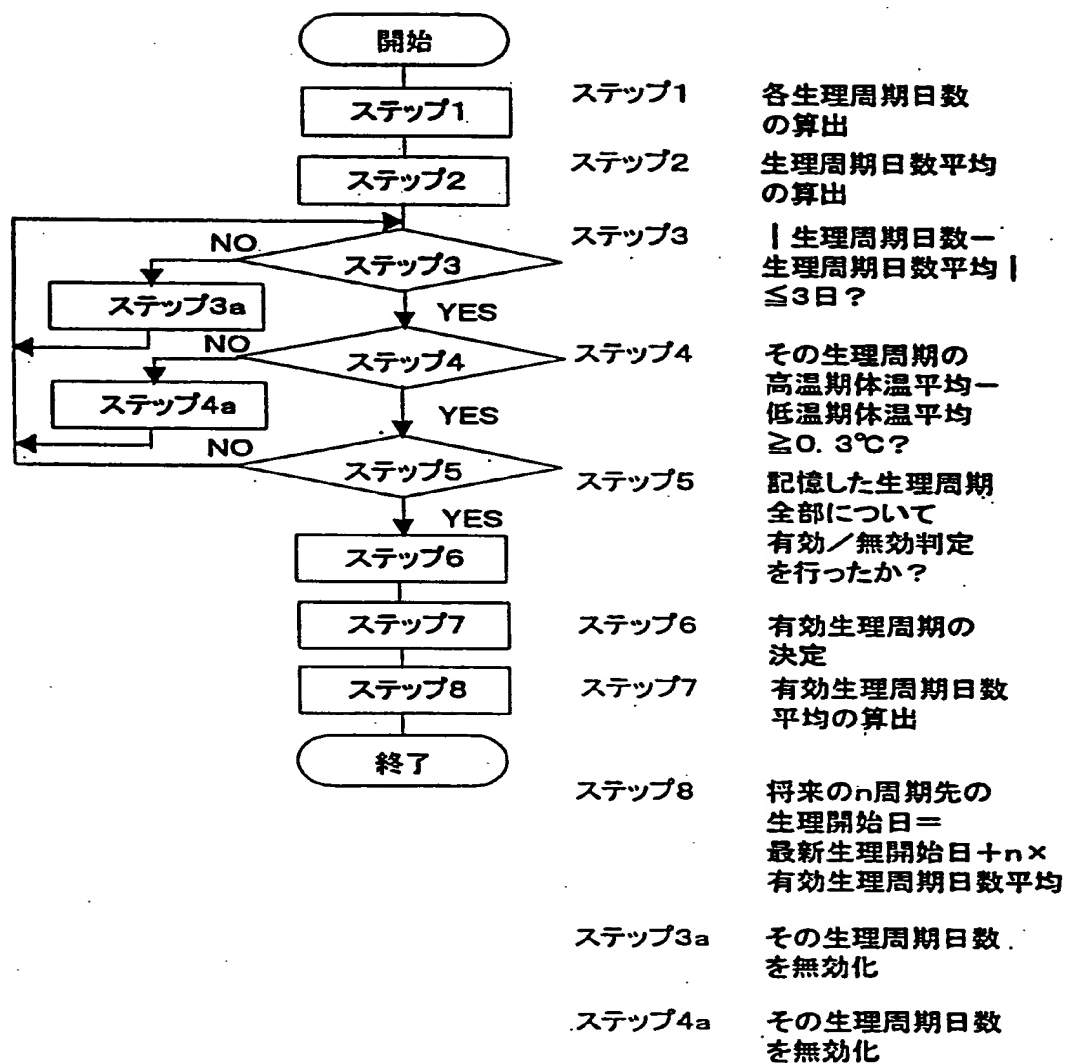
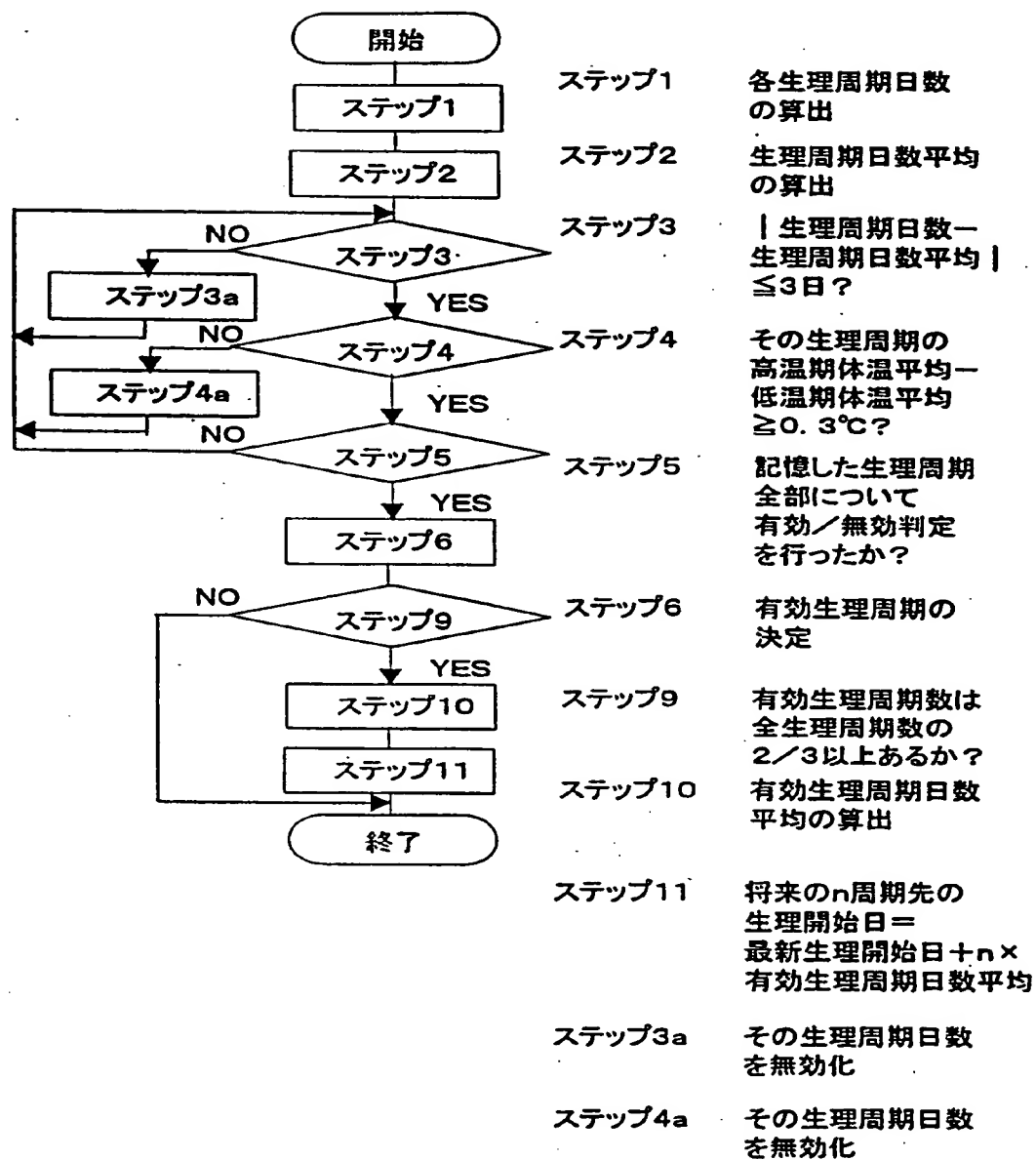


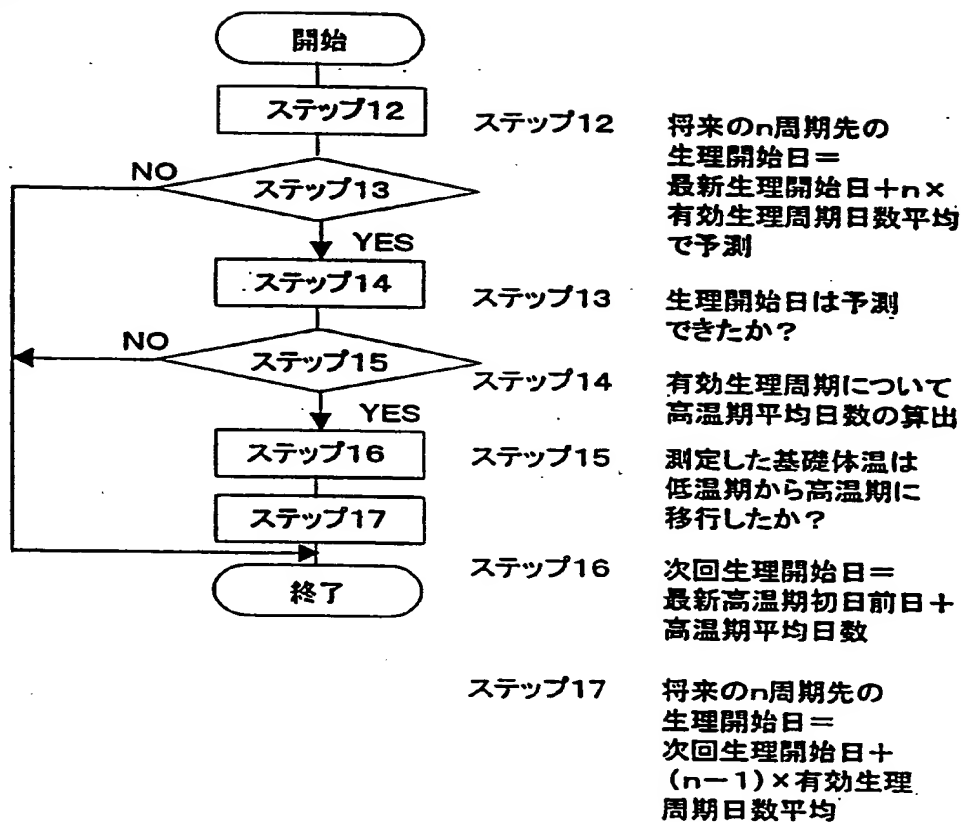
FIG. 54

41/53



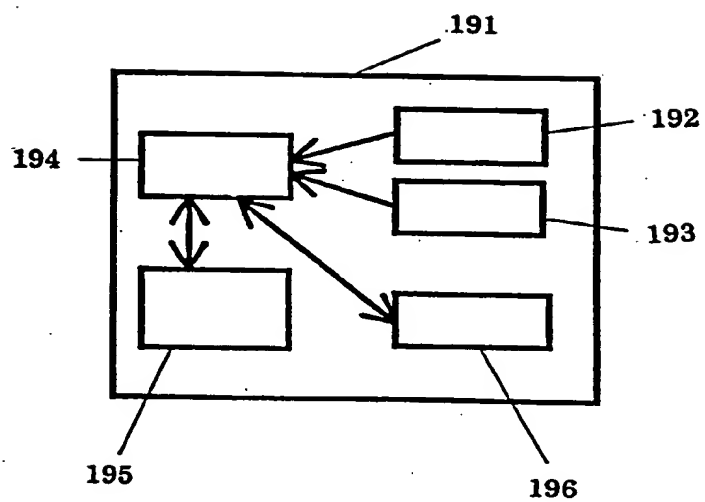
42/53

FIG. 55



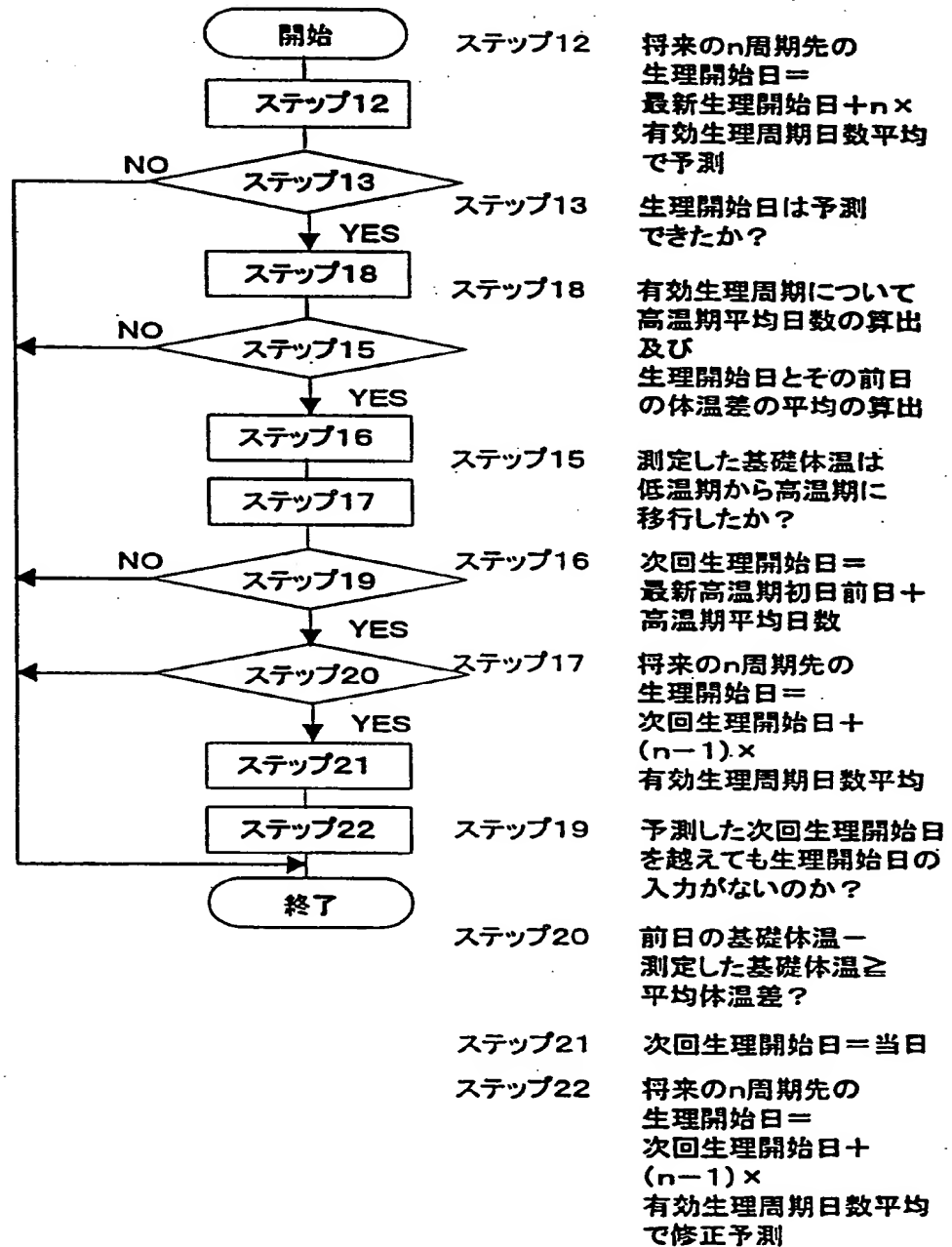
43/53

FIG. 56



44/53

FIG. 57



45/53

FIG. 58

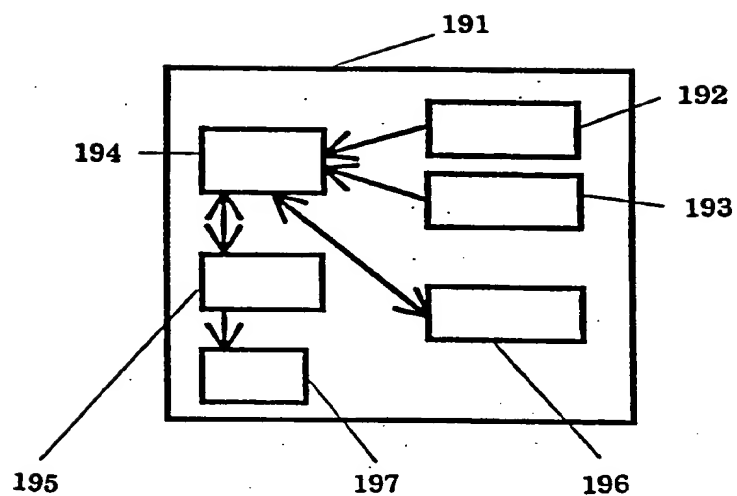
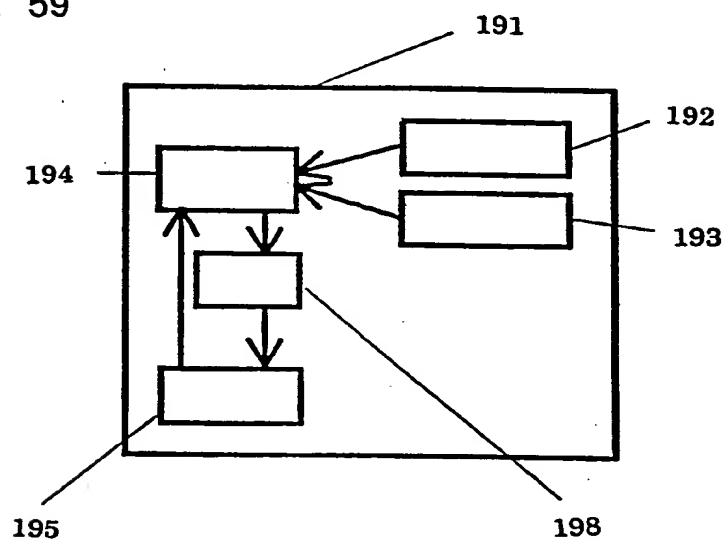
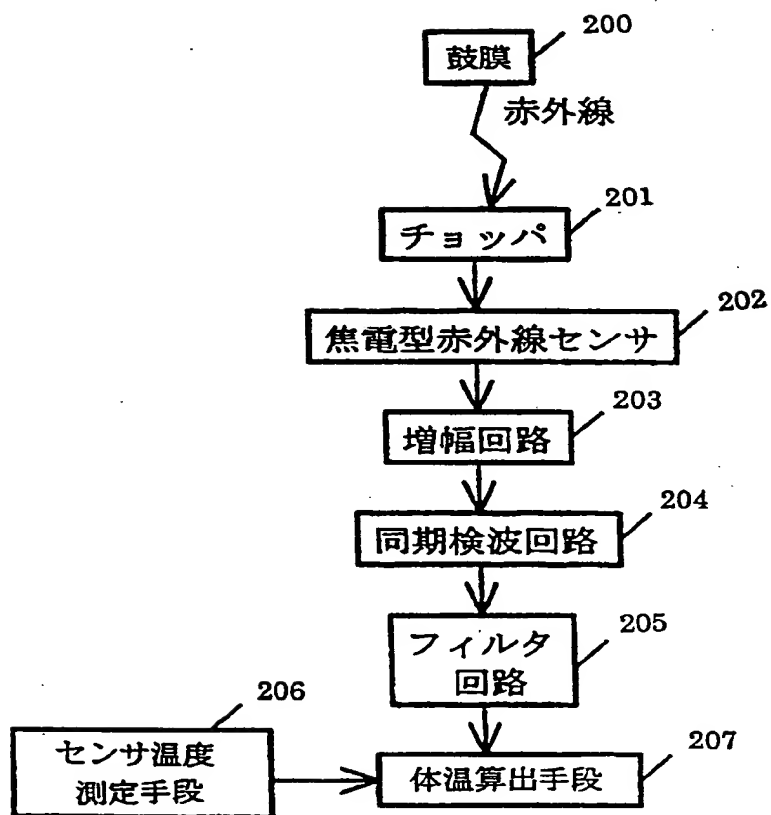


FIG. 59



46/53

FIG. 60



47/53

FIG. 61

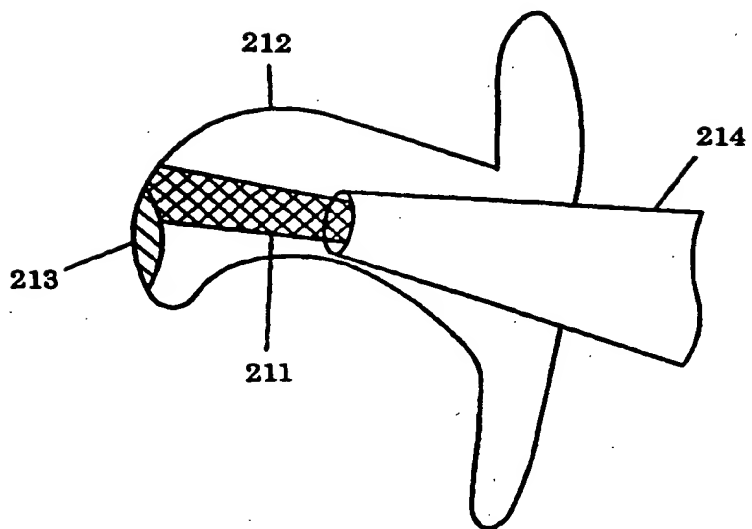
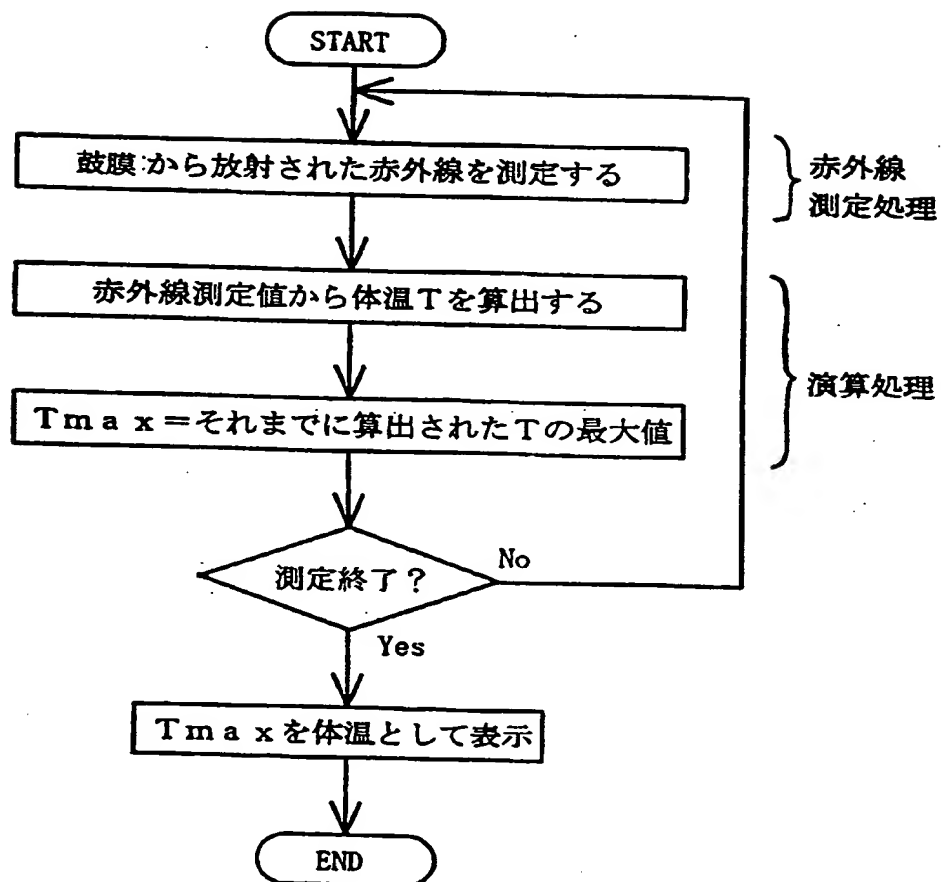


FIG. 62



49/53

図面参照符号の一覧表

- 1 許容誤差指示手段
- 2 許容誤差選択手段
- 2 a スイッチ
- 2 b スイッチ
- 3 測定時間決定手段
- 4 鼓膜
- 5 赤外線測定手段
- 5 a チョッパ
- 5 b 焦電型赤外線センサ
- 5 c 増幅回路
- 5 d 同期検波回路
- 5 e フィルタ回路
- 5 f フィルタ回路
- 5 g 信号選択手段
- 6 センサ温度測定手段
- 6 a サーミスタ
- 7 体温算出手段
- 8 体温表示手段
- 11 許容誤差指示手段
- 12 許容誤差入力手段
- 12 a テンキー
- 12 b 許容誤差表示手段
- 13 測定時間決定手段
- 14 測定指示手段
- 14 a スイッチ
- 15 赤外線測定手段
- 15 a フィルタ回路
- 15 b サンプリング手段
- 15 c 演算手段
- 20 測定指示手段
- 20 a スイッチ
- 21 制御手段
- 22 センサ温度測定手段
- 22 a サーミスタ
- 23 赤外線測定手段
- 23 a 赤外線センサ
- 24 関数値算出手段
- 25 関数値選択手段

- 2 5 a 選択値記憶手段
- 2 6 報知手段
- 2 6 a ブザー
- 2 7 体温算出手段
- 2 8 体温表示手段
- 4 1 制御手段
- 4 4 関数値算出手段
- 4 7 体温算出手段
- 5 3 赤外線測定手段
- 5 5 関数値選択手段
- 5 7 体温算出手段
- 6 1 制御手段
- 6 3 赤外線測定手段
- 6 3 a チョッパ
- 6 3 b 焦電型赤外線センサ
- 6 3 c サンプリング手段
- 6 3 d 信号値記憶手段
- 6 3 e 第1の赤外線測定値算出手段
- 6 3 f 第2の赤外線測定値算出手段
- 6 4 関数値算出手段
- 6 5 関数値選択手段
- 6 7 体温算出手段
- 7 1 耳式婦人体温計本体
- 7 2 プローブ
- 7 2 a 接続手段
- 7 3 体温表示手段
- 7 5 測定指示手段
- 7 5 a 測定指示手段スイッチ
- 7 6 電源スイッチ
- 7 7 焦電型赤外線センサ
- 7 7 a 受光窓
- 7 8 補助プローブ
- 7 8 a 補助プローブの接続手段
- 7 9 体温算出手段
- 7 9 a マイクロコンピュータ
- 8 0 ブザー
- 8 1 チョッパ
- 8 2 チョッパ駆動手段
- 8 3 センサ温度測定手段

- 8 4 位置決定手段
- 8 5 溝部
- 9 1 耳式婦人体温計本体
- 9 2 プローブ
- 9 3 赤外線測定手段
- 9 4 プローブ適合度決定手段
- 9 5 報知手段
- 9 6 焦電型赤外線センサ
- 9 7 チョッパ
- 9 8 チョッパ駆動手段
- 9 9 センサ温度測定手段
- 1 0 0 体温算出手段
- 1 0 1 測定指示手段
- 1 0 2 モード切り換えスイッチ
- 1 0 3 体温比較手段
- 1 0 4 体温ばらつき判定手段
- 1 0 5 プローブ識別手段
- 1 0 6 室温記憶手段
- 1 0 7 計時手段
- 1 0 8 個人切り換え手段
- 1 0 9 適合度記憶手段
- 1 1 0 生理開始日入力手段
- 1 1 1 耳式婦人体温計本体
- 1 1 2 プローブ
- 1 1 2 a 穴
- 1 1 2 b 溝
- 1 1 2 c 溝
- 1 1 2 e 外枠
- 1 1 2 f 起毛材
- 1 1 3 体温表示手段
- 1 1 4 電源スイッチ
- 1 1 5 測定指示手段
- 1 1 6 集光手段
- 1 1 7 焦電型赤外線センサ
- 1 1 7 a 受光窓
- 1 1 8 センサ温度測定手段
- 1 1 9 体温算出手段
- 1 1 9 a マイクロコンピュータ
- 1 2 0 ブザー

52/53

- 1 2 1 チョッパ
- 1 2 2 チョッパ駆動手段
- 1 3 1 耳式婦人体温計本体
- 1 3 2 プローブ
- 1 3 3 赤外線測定手段
- 1 3 4 連続測定回数決定手段
- 1 3 5 報知手段
- 1 3 6 電源入／切スイッチ
- 1 3 7 焦電型赤外線センサ
- 1 3 8 チョッパ
- 1 3 9 チョッパ駆動手段
- 1 4 0 センサ温度測定手段
- 1 4 1 体温算出手段
- 1 4 2 測定指示手段
- 1 4 3 記憶手段
- 1 4 4 計時手段
- 1 4 5 測定値ばらつき判定手段
- 1 5 1 耳式体温計測部
- 1 5 2 測定指示手段
- 1 5 3 データ処理表示部
- 1 5 4 データ呼び出し入／切スイッチ
- 1 5 5 生理開始日入力スイッチ
- 1 5 6 出産希望日入力スイッチ
- 1 5 7 a +スイッチ
- 1 5 7 b -スイッチ
- 1 5 8 液晶表示部
- 1 5 9 スピーカ
- 1 6 0 生理開始日入力手段
- 1 6 1 出産希望日入力手段
- 1 6 2 記憶手段
- 1 6 5 制御手段
- 1 6 6 注意音吹鳴部
- 1 6 7 ブザー
- 1 6 8 計時手段
- 1 6 9 a ポインタ
- 1 6 9 b ポインタ
- 1 6 9 c ポインタ
- 1 6 9 d ポインタ
- 1 7 0 体温グラフ

5 3/53

- 1 7 1 日付表示欄
- 1 7 2 体温表示欄
- 1 7 3 ポインタ表示行
- 1 7 4 a 生理開始日マーク
- 1 7 4 b 生理開始日マーク
- 1 7 4 c 生理開始日マーク
- 1 7 5 生理開始日マーク表示行
- 1 7 6 排卵期表示
- 1 7 7 出産希望日入力欄
- 1 7 8 該当排卵日表示欄
- 1 7 9 変更表示
- 1 8 0 該当排卵期表示
- 1 8 1 7月17日の体温グラフ
- 1 8 2 出産予定日表示欄
- 1 8 3 流産し易い時期表示欄
- 1 8 4 安定期表示欄
- 1 8 5 早産し易い時期表示欄
- 1 9 1 データ処理表示部
- 1 9 2 耳式体温計測部
- 1 9 3 生理開始日入力手段
- 1 9 4 記憶手段
- 1 9 5 生理開始日予測手段
- 1 9 6 体温差算出手段
- 1 9 7 報知手段
- 1 9 8 記憶手段限定手段
- 2 0 0 鼓膜
- 2 0 1 赤外線チョッパ
- 2 0 2 焦電型赤外線センサ
- 2 0 3 増幅回路
- 2 0 4 同期検波回路
- 2 0 5 フィルタ回路
- 2 0 6 センサ温度測定手段
- 2 0 7 体温算出手段
- 2 1 1 耳式体温計の光学的視野
- 2 1 2 外耳道
- 2 1 3 鼓膜
- 2 1 4 プロープ

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/02327

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁶ A61B10/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁶ A61B5/00, A61B10/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1999

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1999 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-1999

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 5-269088, A (Honta Denshi K.K.), 19 October, 1993 (19. 10. 93) (Family: none)	35-38, 45-47, 55, 57-60
Y	JP, 8-56909, A (Terumo Corp.), 5 March, 1996 (05. 03. 96) (Family: none)	35-37
Y	JP, 8-107884, A (Terumo Corp.), 30 April, 1996 (30. 04. 96) (Family: none)	38
Y	JP, 10-75934, A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 24 March, 1998 (24. 03. 98) (Family: none)	45-47
Y	JP, 6-165, A (Terumo Corp.), 11 January, 1994 (11. 01. 94) (Family: none)	45-47
Y X	JP, 57-185049, U (K.K. Eastern Giken), 24 November, 1982 (24. 11. 82) (Family: none)	55, 57-60 62, 66, 67

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 July, 1999 (28. 07. 99)

Date of mailing of the international search report
10 August, 1999 (10. 08. 99)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/02327

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☒ Claims Nos.: 16-34
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
What constituent feature is specified by "calculatable in a computation amount smaller than that required to calculate a body temperature" defined in Claims 16-34 is not clear.
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 99/02327

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁸ A 61 B 10/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁸ A 61 B 5/00, A 61 B 10/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-1999年
日本国登録実用新案公報	1994-1999年
日本国実用新案登録公報	1996-1999年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P, 5-269088, A (本多電子株式会社) 19. 10月. 1993 (19. 10. 93) (ファミリーなし)	35-38, 45-47, 55, 57-60
Y	J P, 8-56909, A (テルモ株式会社) 5. 3月. 1996 (05. 03. 96) (ファミリーなし)	35-37
Y	J P, 8-107884, A (テルモ株式会社) 30. 4月. 1996 (30. 04. 96) (ファミリーなし)	38
Y	J P, 10-75934, A (松下電器産業株式会社) 24. 3月. 1998 (24. 03. 98) (ファミリーなし)	45-47

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

28. 07. 99

国際調査報告の発送日

10.08.99

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

小田倉 直人 印

2W

9163

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P, 6-165, A (テルモ株式会社) 11. 1月. 1994 (11. 01. 94) (ファミリーなし)	45-47
Y X	J P, 57-185049, U (株式会社イースタン技研) 24. 11月. 1982 (24. 11. 82) (ファミリーなし)	55, 57-60 62, 66, 67

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT 17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☒ 請求の範囲 16-34 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
請求の範囲 16-34 に記載されている「体温を算出するよりも少ない演算量で算出可能」とは、どのような構成を指すのか不明瞭である。
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。